

Aus der
Orthopädischen Klinik und Poliklinik Großhadern
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

**Experimentelle Studie zum Vergleich
bestehender Methoden und Entwicklung
einer neuen, computernavigierten Methode zur
Bestimmung der tibialen Reklination (Tibial Slope)**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von
Michael Andre Göttinger
aus Eggenfelden

2014

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Peter Müller

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. Thomas M. Grupp

Priv. Doz. Dr. med. Marcus Schmitt-Sody

Mitbetreuung durch die

promovierte Mitarbeiterin: Priv. Doz. Dr. med. Sandra Utzschneider

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 05.06.2014

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
1 Einleitung	4
1.1 Einführung in das Thema	4
1.2 Ziele der Arbeit.....	5
1.3 Anatomie des Kniegelenks	6
1.4 Der Tibial Slope.....	9
1.5 Röntgenstrahlung	10
1.5.1 Allgemeines	10
1.5.2 Künstliche Erzeugung	10
1.5.3 Wechselwirkung der Röntgenstrahlung im Körper	12
1.6 Projektionsradiografie.....	14
1.7 Grundlagen digitaler Bildgebung	16
1.7.1 Digitale Datenverarbeitung	16
1.7.2 Digitale Bilddaten	16
1.7.3 Digitale Bildverarbeitung	18
1.8 Speicherfolien-Radiografie	18
1.9 Computertomografie.....	19
1.10 Magnetresonanztomografie.....	22
2 Material und Methoden.....	26
2.1 Geräte und Präparate.....	26
2.1.1 Geräte und Software	26
2.1.2 Präparate	26
2.1.3 Kipptisch	27
2.2 Methodenvergleich zur Bestimmung des Tibial Slope	28
2.2.1 Vergleich verschiedener Referenzachsen	28
2.2.2 Vergleich unterschiedlicher bildgebender Verfahren.....	30

Inhaltsverzeichnis

2.3	Bestimmung des Tibial Slope auf fehlrotierten Aufnahmen (1 Freiheitsgrad).....	31
2.3.1	Gezielte Fehlrotation in der Projektionsradiografie	31
2.3.2	Entwicklung einer Korrekturformel.....	31
2.3.3	Korrekturrechnung des Tibial Slope	34
2.4	Neue Methode zur Bestimmung des Tibial Slope	34
2.4.1	Grundlegendes Prinzip.....	34
2.4.2	Verwendete Komponenten	37
2.4.3	Entwickelte Software	39
2.4.4	Validierung der Methode	39
2.5	Statistik	41
3	Ergebnisse	42
3.1	Methodenvergleich zur Bestimmung des Tibial Slope	42
3.1.1	Vergleich verschiedener Referenzachsen	42
3.1.2	Vergleich unterschiedlicher bildgebender Verfahren.....	46
3.2	Bestimmung des Tibial Slope auf fehlrotierten Aufnahmen (1 Freiheitsgrad).....	50
3.2.1	Gezielte Fehlrotation in der Projektionsradiografie	50
3.2.2	Herleiten einer Korrekturformel	51
3.2.3	Korrekturrechnung des Tibial Slope	52
3.3	Neue Methode zur Bestimmung des Tibial Slope auf fehlrotierten Aufnahmen.....	54
3.3.1	Softwareentwicklung	54
3.3.2	Validierung anhand fehlrotierter Projektionsradiografien	55
3.3.3	Validierung am Phantom	57
4	Diskussion.....	58
4.1	Einleitung	58
4.2	Präparate und Tibial Slope	59
4.3	Vergleich verschiedener Referenzachsen	60
4.4	Vergleich bildgebender Verfahren	61
4.5	Prototyp.....	65
4.5.1	Verwendete Hardware.....	65

Inhaltsverzeichnis

4.5.2	Einschränkungen des Prototypen.....	66
4.5.3	Problem der Null-Lage	68
4.5.4	Weiteres Optimierungspotenzial.....	69
5	Zusammenfassung.....	71
6	Literaturverzeichnis	73
7	Anhang.....	87
7.1	Abbildungsverzeichnis.....	87
7.2	Tabellenverzeichnis.....	90
7.3	Abkürzungsverzeichnis	92
7.4	Quelltext der entwickelten Software	95
7.5	Bereits veröffentlichte Ergebnisse der Arbeit.....	111
8	Danksagung.....	112
9	Selbständigkeitserklärung	113

1 Einleitung

1.1 Einführung in das Thema

Während der letzten Jahrzehnte gewann die Endoprothetik der großen Gelenke, u. a. durch zunehmende Überalterung unserer Gesellschaft, Weiterentwicklung der Prothesen und verwendeten Materialien sowie vereinfachende Operationsmethoden rapide an Bedeutung [27;124;129].

Um im Rahmen orthopädischer Operationen, beispielsweise bei einer *hohen tibialen Umstellungsosteotomie* (HTO) oder einer *totalen Knieendoprothese* (TOKNEP) gute Ergebnisse erzielen zu können, ist einer der entscheidenden Faktoren die korrekte Ausrichtung, da diese maßgeblich die Kinematik des Gelenkes sowie die Langlebigkeit des Implantats beeinflusst. [5;6;13;31;42;53;60;73;82;86;93;102;107;118;119;120;128;131].

In diesem Zusammenhang wird häufig auf den *Tibial Slope* verwiesen, ein Wert, der die Stellung von medialem bzw. lateralem Plateau zum Schaft der Tibia beschreibt [52;72;83;84;109;118]. Dieser Tibial Slope wirkt sich auf die Stabilität des Knies [4;40;52;98;109;121], dessen maximal mögliche Flexion [1;6;35;71;108], die Ruhestellung des Gelenkes [41;116], dessen Verletzungsrisiken [32;111;114;117;118;122;137], die Spannung von Kreuz- und Seitenbändern [32;36;55;68;111;130;137] sowie auf den Knorpel, respektive den auf das Implantat lastenden Druck aus [1;54;116;131].

Aufgrund dieser Bedeutung wurde der Tibial Slope von vielen Studien zur sagittalen Ausrichtung in der Knie-Endoprothetik untersucht [5;53;54;72;73;86;93;102;128;134] und u.a. von der *American Knee Society* in die Richtlinien zur radiologischen Evaluation aufgenommen [30].

Obwohl der Tibial Slope häufig Verwendung findet, herrscht nur geringer Konsens über die zu seiner Bestimmung herangezogenen anatomischen Referenzachsen, respektive die ideale Technik zur medizinischen Bildgebung, wie Röntgen, Computertomografie (CT) und Magnetresonanztomografie (MRT) [1;8;38;52;59;61;64;69;76;127;140]. In diversen Studien lassen sich keine genauen Angaben darüber finden, welche Referenzachse zur Betrachtung des Tibial Slope herangezogen wurde [14;50;72;83;127]. Trotz unterschiedlicher verwendeter anatomischer Referenzachsen gibt es kaum Informationen, ob und wie sich deren Verwendung auf den gemessenen Tibial Slope auswirkt, was eine Vergleichbarkeit der einzelnen Studien erschwert. In vielen Studien wurde, häufig unter der Annahme identischer Werte, nur der Tibial Slope des medialen oder lateralen Tibiaplateaus bestimmt [8;17;65],

während andere Studien gar nicht erst zwischen medialem und lateralem Tibiaplateau und den daraus resultierenden unterschiedlichen Tibial-Slope-Werten unterschieden [41;54].

Aufnahmen der Tibia über ihre gesamte Länge ermöglichen eine einfach zu reproduzierende Bestimmung der gesamten mechanischen Achse (MA). Im Vergleich zu kleineren dargestellten Abschnitten wird unter Verwendung ionisierender Strahlung, wie im konventionellen Röntgen oder der Computertomografie, eine sehr viel höhere effektive Strahlendosis erzeugt [9;47]. In vorangegangenen Studien zeigte sich die proximale anatomische Achse der Tibia (TPAA) mit einer durchschnittlichen Abweichung von -0.2° als annähernd parallel zur mechanischen Achse (MA) [8;50;140]. Dies ermöglichte in der vorliegenden Arbeit eine Fokussierung auf den proximalen Teil der Tibia sowie die Verwendung der TPAA als Referenzachse für weitere Bezugsachsen der proximalen Tibia.

Dem konventionellen Röntgen wird bei der Ermittlung des Tibial Slope im Vergleich zu dreidimensionalen bildgebenden Verfahren (CT, MRT) eine niedrigere Reliabilität und Validität zugesprochen, die primär in der Schwierigkeit der notwendigen exakten lateralen Ausrichtung des Strahlengangs begründet liegt [59;64;69;86;100;127]. Dennoch wird aufgrund von naheliegenden Vorteilen wie Kostenersparnis, besserer räumlicher und zeitlicher Verfügbarkeit sowie geringerer Strahlenbelastung gegenüber der Computertomografie weiterhin das konventionelles Röntgen sowohl im klinischen Alltag am Patienten als auch in aktuellen Studien bevorzugt [14;19;20;59;62;69;140].

1.2 Ziele der Arbeit

In der vorliegenden Arbeit sollen verschiedene Referenzachsen in Bezug auf deren Eignung zur Bestimmung des Tibial-Slope-Werts verglichen werden.

Zudem gilt es zu überprüfen, ob und inwieweit die Reliabilität des konventionellen Röntgens bei der Ermittlung des Tibial Slope eingeschränkt ist. In diesem Zusammenhang wird anschließend untersucht, in welchem Ausmaß die im klinischen Alltag häufig nicht erreichte perfekte Ausrichtung eines Untersuchungsobjekts im Strahlengang den gemessenen Tibial Slope beeinflusst.

Weiterhin soll anhand von Leichenknien die Art der Korrelation zwischen der Fehlrotation im Strahlengang und der dadurch verursachten Verfälschung des Tibial Slope mathematisch dargestellt werden. Anhand des ermittelten mathematischen Zusammenhangs wird schließlich eine Korrekturformel ermittelt, die die Rückrechnung vom gemessenen auf den wahren Tibial Slope ermöglichen soll.

Die vorgenannten Schritte sind Voraussetzungen für das Ziel der Entwicklung einer neuen Methode zur Bestimmung des Tibial Slope auf fehlrotierten Projektionsradiografien. Dabei soll eine Fehlrotation um alle drei Raumachsen möglichst patientenfreundlich und alltagstauglich bestimmt werden, anhand derer man vom gemessenen Tibial Slope auf den wahren Wert zurückrechnen kann.

1.3 Anatomie des Kniegelenks

Die *Articulatio genus* (Kniegelenk) ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers. In der Mitte der unteren Extremität gelegen, ist es für die Fortbewegung von zentraler Bedeutung, indem es sowohl Mobilität als auch Stabilität gewährleistet. Als ein Gelenk des *Typus Trochoginglymus* (Kombination aus Dreh- und Scharniergelenk) führt es primär die Extension und Flexion zwischen Ober- und Unterschenkel in Form einer Roll-Gleit-Bewegung um die Transversalachse aus und ermöglicht bei Flexion zudem eine geringe Rotation um die Longitudinalachse [25;92] (Abb. 1).

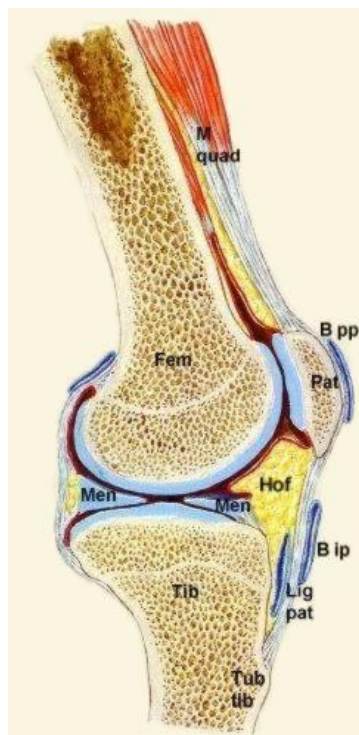


Abb. 1: Längsschnitt durch ein Kniegelenk mit Os femoris (Fem), Tibia (Tib), Patella (Pat), M. quadriceps femoris (M quad), Lig. patellae (Lig pat), Tuberositas tibiae (Tub tib), Hoffa'schem Fettkörper (Hof), Bursae praepatellaris (B pp) und infrapatellaris (B ip) [77;92]

Gebildet wird das Gelenk von drei Knochen, dem *Femur* (Oberschenkelknochen), der *Tibia* (Schienbein) und der *Patella* (Kniescheibe). Die knapp distal angrenzende Artikulation zwischen Tibia und *Fibula* (Wadenbein) wird zwar anatomisch noch zum Knie gezählt, ist funktionell jedoch nicht am eigentlichen Kniegelenk beteiligt und spielt auch in der

Endoprothetik nur eine untergeordnete Rolle. Die Gelenkflächen des Kniegelenks werden vom medialen und lateralen Kondylus des distalen Femur, vom medialen und lateralen Anteil des annähernd ebenen Plateaus der proximalen Tibia sowie der Rückseite der Patella gebildet. Die genannten Gelenkflächen sind überzogen mit einer nur wenige Millimeter dicken Schicht hyalinen Gelenkknorpels. Diese dämpft mechanische Belastungen und ermöglicht ein nahezu reibungsloses Gleiten der korrespondierenden Gelenkflächen. Für die dauerhafte Gelenkfunktion ist dieser knorpelige Überzug von größter Bedeutung [25;77;92;112].

Im Kniegelenk werden drei Gelenkabschnitte unterschieden. Zwischen Femur und Tibia finden sich das mediale und laterale *femorotibiale Kompartiment*, der Raum zwischen Patella und ventraler Fläche des distalen Femur wird als *femoropatellares Kompartiment* bezeichnet. In den beiden femorotibialen Kompartimenten erhöhen zwei sichelförmige Knorpelscheiben, *Meniscus medialis* und *lateralis*, die Kongruenz von Femurkondylen und Tibiaplateau, wodurch sich die Lastübertragungszone in etwa verdreifacht und eine stoßdämpfende Wirkung erzielt wird [25;92]. Durch das *Ligamentum transversum genus* bzw. das *Ligamentum meniscomemorale posterius* werden die Menisci an Vorder- und Hinterhorn befestigt. Dies ermöglicht den Menisci, den Bewegungen des Kniegelenks besser zu folgen. Medial und lateral verbinden das Innenband (*Ligamentum collaterale tibiale*) und Außenband (*Ligamentum collaterale fibulare*) die Femurkondylen mit der proximalen Tibia und tragen so zur Stabilisierung des Knies gegen *Varus-* und *Valgusstress* (Seitneigung, „X-“ und „O-Bein“-Stellung) und Distraktion bei. In der *Fossa intercondylaris* gelegen, wird das Kniegelenk zentral von den *Ligamenta cruciatum anterius* und *posterius* (vorderes und hinteres Kreuzband) verbunden. Durch ihren Verlauf von kranio-latero-dorsal nach kaudo-medio-ventral bzw. kranio-medio-ventral nach kaudo-latero-dorsal bzw. begrenzen sie primär die Verschiebbarkeit von Ober- und Unterschenkel in der Sagittalebene, aber auch die Innenrotation der Tibia [25;77;92;112].

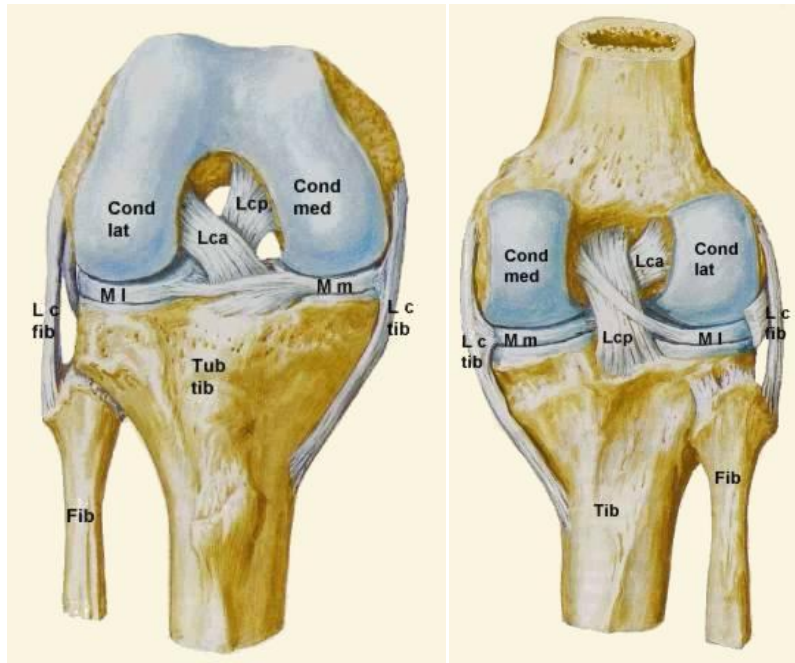


Abb. 2: Bandapparat des Kniegelenks mit Lig. cruciatum ant. (Lca), Lig. cruciatum post. (Lcp), Lig. collaterale tibiale (L c tib), Lig. collaterale fibulare (L c fib), Meniscus med. (M m) und lat. (M l) [77;92]

Der größte am Knie beteiligte Muskel ist der *M. quadriceps femoris*, der das Kniegelenk ventral umgreift. Er setzt am kranialen Pol der Patella an und überträgt über das *Ligamentum patellae*, einer sehnigen Verbindung zwischen Patella und *Tuberositas tibiae*, seine Kraft auf die Tibia. Indem die Kniescheibe den virtuellen Hebelarm der Streckmuskulatur verlängert, erhöht das Femoropatellargelenk insbesondere in Beugestellung die Wirkung der zu übertragenden Kräfte. Hinter dem Ligamentum patellae findet sich der *Hoffa'sche Fettkörper*. Vor und unter der Patella befinden sich zwei Schleimbeutel, die *Bursa praepatellaris* und *infrapatellaris*. Weitere an der *Articulatio genus* beteiligte Muskeln sind der ventral verlaufende *M. sartorius* sowie die umgreifenden *Mm. biceps femoris*, *semimembranosus*, *semitendinosus* und *gastrocnemius*. Umgeben wird das Kniegelenk von der Gelenkkapsel [25;77;92;112].

1.4 Der Tibial Slope

Das Tibiaplateau weist in der Regel eine nach hinten abfallende Neigung auf. Man spricht von *posteriorer Tibiareklination*, *posterior tibial slope* oder vereinfacht vom *Tibial Slope* [1;38;52;59;116].

Genauer dargestellt beschreibt der Tibial Slope die Stellung von medialem bzw. lateralem Plateau zum Tibiaschaft, indem er den sagittalen Winkel zwischen der Longitudinalachse der Tibia und der Abweichung des Tibiaplateaus von einer gedachten, senkrecht zur Achse stehenden Ebene angibt [1;38;52;59;116].

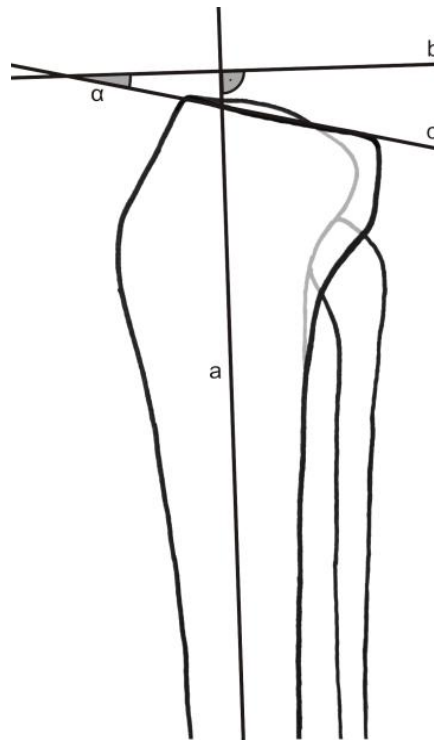


Abb. 3: Posteriore Tibiareklination (*posterior tibial slope*, α): Winkel zwischen Tibiaplateau (c) und senkrecht zur Longitudinalachse (a) stehenden Hilfslinie (b)

In der Literatur findet sich keine einheitliche Meinung darüber, welche anatomischen Referenzpunkte für die Bestimmung der tibialen Achse am besten herangezogen werden sollten [14;50;72;83].

1.5 Röntgenstrahlung

1.5.1 Allgemeines

Die 1895 von Wilhelm Conrad Röntgen entdeckte Röntgenstrahlung ist elektromagnetische Strahlung und bezeichnet Photonen mit Wellenlängen circa zwischen 10^{-8} m und 10^{-12} m bzw. einer Photonenenergie circa zwischen 0,12 und 120 keV. Dies liegt im elektromagnetischen Spektrum zwischen ultraviolettem Licht und Gammastrahlung, wobei sich die Energiebereiche von Röntgen- und Gammastrahlung in einem weiten Bereich überschneiden [33;90].

1.5.2 Künstliche Erzeugung

Bei der künstlichen Erzeugung von Röntgenstrahlung werden die negativ geladenen Elektronen, die aus einer Glühwendel, der so genannten Kathode, austreten, über ein elektrisches Feld in Richtung Anode beschleunigt. Die angelegte, das elektrische Feld erzeugende Hochspannung wird daher auch als so genannte Anoden- oder Beschleunigungsspannung bezeichnet. Im Moment des Aufpralls der Elektronen auf das Metall der Anode treten diese in Wechselwirkung mit den Atomkernen oder Elektronenhüllen der Atome der Anode.

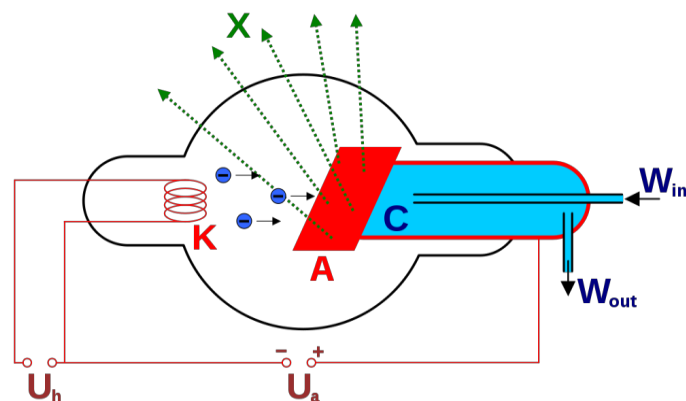


Abb. 4: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre. Über eine Heizspule an der Kathode (K) angelegte Kathodenheizspannung (U_h) treten Elektronen aus. Diese werden in dem durch die Anodenspannung (U_a) erzeugtem elektrischen Feld von Kathode (K) zu Anode (A) beschleunigt. An der Anode (A) entstehen Röntgenstrahlen (X) und Hitze, die über eine Wasserkühlung (C) abgeführt wird. Wasserzu- (W_{in}) bzw. -ablauf (W_{out}) [87]

Im ersten Fall werden die schnellen Kathodenelektronen im Coulombfeld eines Atomkerns abgebremst, wobei die so genannte Bremsstrahlung frei wird. Die Bremsstrahlung beschreibt ein kontinuierliches Spektrum und ist für den wesentlichen Anteil der nutzbaren Röntgenstrahlung verantwortlich.

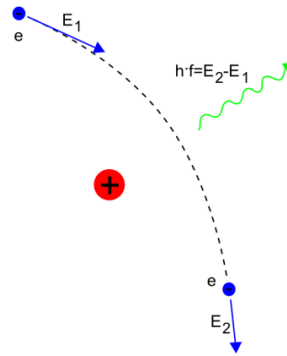


Abb. 5: Schematische Darstellung der Entstehung von Röntgenbremsstrahlung (grün) durch Abbremsung von anfänglicher (E_1) auf finale (E_2) kinetische Energie eines Elektrons (-) in dem Coulombfeld eines Atomkerns (+). Die Energie des frei werdenden Photons (grün) mit der Frequenz (f) ist gleich der Differenz von $E_2 - E_1$. Das Plancksche Wirkungsquantum (h) ist eine Naturkonstante und dient der Beschreibung von Quantenphänomenen [63].

Der zweite genannte Effekt kommt durch einen Zusammenstoß des freien Elektrons mit dem Hüllenelektron zustande. Hierbei wird Energie auf das Hüllenelektron übertragen, sodass es von einer kernnahen auf eine kernferne Schale gehoben (Anregung) oder aus dem Atomverband herausgeschleudert wird (Ionisation). Der so frei gewordene Platz in der Elektronenhülle wird durch Hüllenelektronen der äußeren Elektronenschalen besetzt. Da höher bzw. atomkernferner gelegene Elektronenschalen ein höheres Energiepotenzial aufweisen, wird beim genannten Übergang Energie in Form eines so genannten Quants freigesetzt. Hierbei handelt es sich um ein Photon, dessen Energie exakt jener Differenz des Energiepotenzials der beteiligten Elektronenschalen entspricht. Je nach Energie kann die Wellenlänge des frei gewordenen Quants vom Infrarot- bis zum Röntgenspektrum reichen. Bei diesem Vorgang entsteht auch die charakteristische Röntgenstrahlung, die sich je nach verwendetem Anodenmaterial unterscheidet. Heute wird hierfür meist auf Keramik aufgebrachtes Molybdän, Kupfer oder Wolfram verwendet [33;74;90].

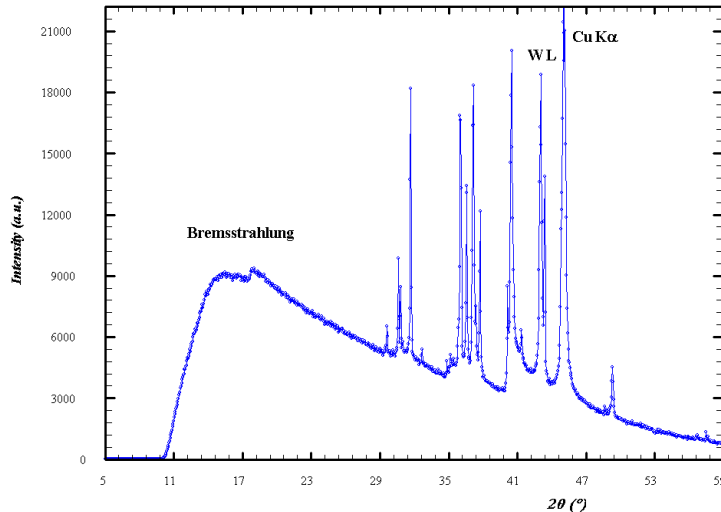


Abb. 6: Spektrum einer Röntgenröhre mit Kupfer als Anodenmaterial. x-Achse: Frequenz. y-Achse: Intensität [97]

Da wegen des großen Abstands zwischen den einzelnen Atomkernen nur wenige der beschleunigten Kathodenelektronen mit diesen in Wechselwirkung treten, wird nur aus ca. 1 % der Energie Röntgenstrahlung erzeugt, die verbleibenden 99 % werden in Form von Wärme frei. Durch eine Erhöhung der Röhrenspannung werden die Kathodenelektronen in der Röntgenröhre stärker beschleunigt, die emittierte, kurzwellige Röntgenstrahlung „aufgehärtet“ und somit deren Durchdringungskraft vergrößert. Eine Veränderung des Heizstroms an der Kathode dagegen beeinflusst die Anzahl der aus der Glühwendel in das elektrische Feld austretenden Elektronen, woraus sich bei einer höheren Röhrenstromstärke mehr frei werdende Elektronen und folglich mehr Röntgenphotonen ergeben [33;74;90].

Auf Ausführungen zu weiteren Methoden zur Erzeugung von Röntgenstrahlung wird aufgrund mangelnder Bedeutung für die Medizintechnik und die vorliegende Arbeit verzichtet.

1.5.3 Wechselwirkung der Röntgenstrahlung im Körper

Physikalische Grundlage für die Röntgendiagnostik ist die Fähigkeit der Röntgenstrahlung, Materie durchdringen zu können, dabei jedoch in Abhängigkeit von Strahlungsenergie und Art des durchdrungenen Materials eine unterschiedliche Abschwächung zu erfahren. In Abhängigkeit von der in einem Material zurückgelegten Wegstrecke (d) nimmt die Absorption eines Röntgenstrahls exponentiell zu. Diese Absorption resultiert primär aus der Photo-Absorption und aus dem Compton-Effekt. In beiden Fällen stößt ein Photon mit einem Elektron der zu durchdringenden Materie zusammen.

1.5.3.1 Photo-Absorption

Bei der Photo-Absorption wird stets die gesamte Energie eines Photons auf ein in einer Elektronenhülle gebundenes Elektron eines Atoms übertragen. Das Photon wird dabei vernichtet, das Elektron aus der Elektronenhülle geschlagen. Hierfür ist eine bestimmte Mindestenergie, die so genannte Bindungsenergie einer Elektronenschale notwendig. Daher steigt die Wahrscheinlichkeit für ein Auftreten der Photo-Absorption mit Erreichen der Photonenenergien von besagter Mindestenergie schlagartig auf ein Maximum an. Elektronen-Bindungsenergien reichen von wenigen eV bis zu rund 100 keV. Bei weiterer Steigerung der Photonenenergien nimmt die Wahrscheinlichkeit für ein Auftreten bis zum Erreichen der jeweils nächst fester gebundenen Elektronenschale wieder kontinuierlich ab. Man spricht von so genannten Absorptionskanten.

Je höher die Dichte, Dicke und Ordnungszahl der durchstrahlten Materie ist, desto wahrscheinlicher ist das Auftreten der Photo-Absorption. Weiche Röntgenstrahlen werden daher von Weichteilen mit geringer Dichte und niedriger effektiver Ordnungszahl schwächer absorbiert als von Knochengewebe. Dies bedingt eine höhere Kontrastierung zwischen Weichteilen und Knochen, als dies bei energiereicherer Strahlung der Fall wäre [33;74].

1.5.3.2 Compton-Effekt

Im Gegensatz zur Photo-Absorption wird beim Compton-Effekt nur ein Teil der Energie eines Photons auf ein Elektron übertragen. Bei diesem Zusammenstoß wird das Photon am Elektron gestreut und erleidet einen vom Streuwinkel (φ) abhängigen Energieverlust. Man spricht von Streustrahlung. Diese besitzt im Vergleich zur Ursprungsstrahlung eine andere Richtung, eine geringere Energie und daraus resultierend eine größere Wellenlänge. Der Streuwinkel φ kann von 0° bis 180° betragen. Bei 180° wird das Photon entgegen der ursprünglichen Richtung zurückgestreut (Rückstoß). Diese gestreuten Photonen verursachen in der Röntgendiagnostik als nicht bildgebendes „Rauschen“ beim Auftreffen auf die Fotoplatte eine Kontrastminderung. Gestreute Photonen können bei entsprechender Abweichung von der ursprünglichen Strahlrichtung auch zu einer Strahlenbelastung für nicht durchleuchtetes Gewebe oder für sich in der Nähe befindende Personen werden. Das Ausmaß der Streustrahlung wird vom durchstrahlten Körpervolumen bestimmt. Für Photonenenergien zwischen etwa 100 keV bis 10 MeV ist die Compton-Streuung der dominierende Wechselwirkungsprozess zwischen Photonen und Materie.

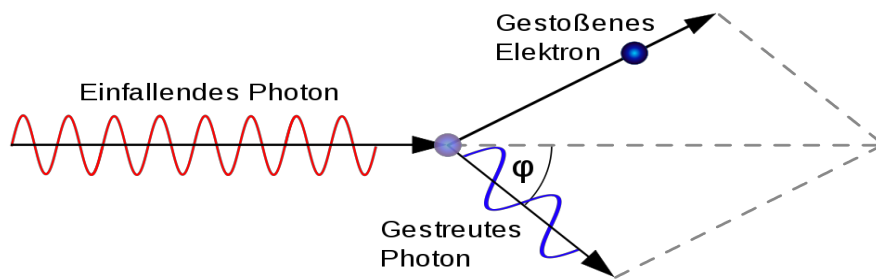


Abb. 7: Schematische Darstellung Compton-Streuung [29]

Neben der Röntgenstrahlung existieren auch andere ionisierende Strahlungsarten, die ebenso Photo-Absorption und Compton-Streuung in Materie hervorrufen. Da beide Effekte Elektronen aus Atomen oder Molekülen herauslösen, bleiben positiv geladene Ionen oder Molekülreste zurück. Hierdurch können chemische Verbindungen zerstört und chemische Radikale gebildet werden, die die primäre biologisch schädliche Wirkung aller ionisierenden Strahlung bedingen [33;90].

1.6 Projektionsradiografie

Bei der Projektionsradiografie, beispielsweise bei der Anfertigung von klassischen Röntgenaufnahmen, verläuft der Strahlengang senkrecht von der Röntgenröhre über das abzulichtende Objekt auf die Filmebene. Da sich alle Strahlen von einem gemeinsamen Zentrum, dem so genannten Fokus, aus ausbreiten, spricht man von Zentralprojektion. Entsprechend dem Verhältnis der Abstände von Objekt und Filmebene zum Fokusfilmabstand (FFA) werden Aufnahmeobjekte vergrößert abgebildet (Abb. 7) [126].

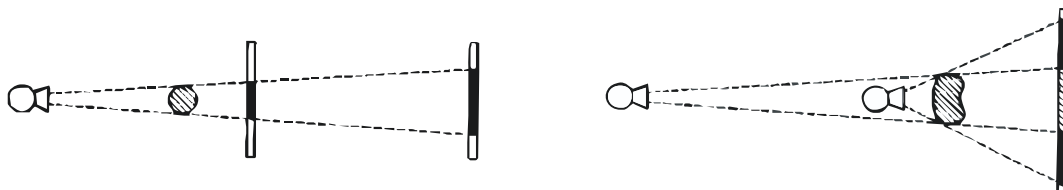


Abb. 8: Zentralprojektion. Bei gleichbleibender Entfernung von Fokus und Objekt nimmt die Vergrößerung des Schattenbildes mit dem Fokus-Film-Abstand (FFA) zu (links). Bei gleichbleibendem Objekt-Film-Abstand nimmt die Vergrößerung des Schattenbildes mit zunehmender Entfernung von Fokus und Objekt ab (rechts) [126].

Da Objekte eines dreidimensionalen Raumes auf eine zweidimensionale Ebene projiziert werden, kommt es bei der Zentralprojektion zu Informationsverlusten. So besitzt jeder Raumpunkt P einen eindeutig zugeordneten Bildpunkt P' . Jeder Bildpunkt P' kann jedoch das Bild unendlich vieler Raumpunkte sein, die alle auf dem Projektionsstrahl vom Fokus durch P' liegen. Unabhängig von ihrer Lage wird eine Gerade wieder als Gerade abgebildet. Liegt eine Figur in einer Ebene, die parallel zur Bildebene liegt, wird die Figur ähnlich abgebildet.

Daher werden Winkel, deren Schenkel parallel zur Bildebene liegen, originalgetreu abgebildet [101].

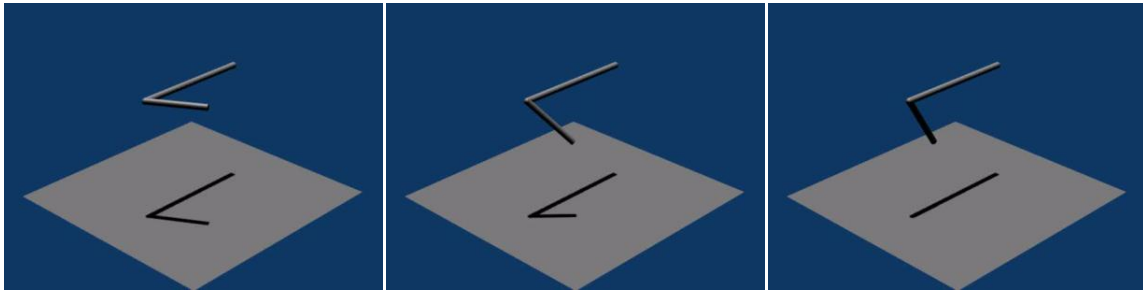


Abb. 9: Objekt in verschiedenen Lagen mit jeweils unterschiedlichen resultierenden Projektionsbildern, Projektion senkrecht zur Bildebene. Veranschaulichung o. g. Projektionsregeln.

Werden auf einem Projektionsstrahl nur wenige Röntgenphotonen durch das durchstrahlte Material absorbiert, erreichen viele Photonen die Bildebene. Man spricht von einer hohen Transmission. Durch unterschiedliche Transmissionen entsteht auf Bildebene ein die Schwächungsunterschiede widerspiegelndes Strahlenbild. Auf der Bildebene können Filme auf chemisch-physikalischer Basis, Röntgenspeicherfolien oder elektronische Festkörperdetektoren zur Ablichtung eingesetzt werden.

„Klassische“ Röntgenfilme besitzen eine lichtempfindliche Gelatine-Emulsionsschicht mit eingelagerten Silberbromidkristallen. In Gegenwart reduzierender Substanzen werden die Silberbromidkristalle durch Belichtung in metallisches Silber überführt und bewirken so die gewünschte Filmschwärzung. Nicht belichtete Silberbromidkristalle werden bei der Entwicklung aus der Emulsionsschicht herausgelöst, sodass diese Partien auf dem Röntgenbild hell erscheinen. So korreliert auf heutigen Sicherheitsfilmen eine hohe Absorption durch das untersuchte Objekt mit einer geringen Schwärzung des Filmes und umgekehrt. Im Verhältnis zu Weichteilen stellen sich Knochen hell dar, da letztere eine verhältnismäßig höhere effektive Ordnungszahl und somit eine höhere Absorptionsrate besitzen. Mittels doppelseitiger Beschichtung gelingt es, die Empfindlichkeit der Röntgenfilme auf das Doppelte zu steigern. Dies ermöglicht kürzere Belichtungszeiten, wodurch Bewegungsartefakte und Strahlenbelastung verringert werden. Da in der vorliegenden Arbeit nicht mit klassischem Röntgenfilm gearbeitet wurde, wird nicht auf weitere Techniken zur Strahleneinsparung und Verbesserung der Bildqualität im analogen Röntgen eingegangen [74;126].

1.7 Grundlagen digitaler Bildgebung

1.7.1 Digitale Datenverarbeitung

Grundlegende Voraussetzung für die Verarbeitung von Röntgenbildern mit Computern ist die so genannte Digitalisierung. Im vorliegenden Fall bezieht sich diese Umwandlung in vom Computer bearbeitbare Werte primär auf Bildinformationen.

Computer basierten in den Anfängen auf Relais, später auf Transistoren und heute auf Mikrochips. Allen gemein ist die Funktionsweise von Schaltern: Bei Aktivierung fließt Strom, ansonsten nicht. Bei nur zwei möglichen Zuständen spricht man von einem so genannten Binärsystem. In der Informatik haben sich dafür repräsentierende Dualzahlen, 1 („an“) und 0 („aus“), durchgesetzt. Eine solche Informationseinheit, also 0 oder 1, wird als „binary digit“, kurz „bit“ (b) bezeichnet. Zur besseren Verarbeitung wurden Binärworte geschaffen, die aus einer Zeichenfolge von 8 bits bestehen und als „Byte“ (B) bezeichnet werden. Bei einer Wortlänge von 8 bit mit je zwei möglichen Werten kann ein Byte $2^8 = 256$ Werte annehmen. Größere Datenmengen werden beispielsweise in Kilobyte (kB = 1024 B) und Megabyte (MB = 1024 kB) zusammengefasst. Je nach Zuordnung durch das jeweilige verarbeitende Programm (= Software) können diese Zahlenfolgen von Nullen und Einsen für Zahlen, Buchstaben, Bild-, Toninformationen oder auch Programmanweisungen, also Software, stehen.

1.7.2 Digitale Bilddaten

Bei der *Digitalisierung* von Bilddaten wird jedes analoge Bildsignal in digitale Werte umgewandelt. Zur örtlichen Zuordnung dieser Informationen wird ein Raster über das Bild gelegt und das Bild in Zeilen und Spalten zerlegt. Die kleinste Einheit einer solchen Bildmatrix nennt man *Pixel* (*p*icture *m*atrix *e*lements). Mit der Punktdichte nimmt die örtliche Auflösung und mit ihr die Detailerkennbarkeit einer Matrix zu.



Abb. 10: Auflösung. Monochrome Darstellung der Silhouette eines Frosches mit zunehmender Pixelanzahl (v. l. n. r: 8x8, 16x16, 32x32, 64x64, 128x128).

Jedem Pixel werden je nach Bedarf Werte zugeordnet. Im einfachsten Fall kann ein Pixel nur den Wert 1 (hell) oder 0 (dunkel) annehmen. Die Speichertiefe beträgt hierbei nur 1 bit, ein solches Bild wird *monochrom* genannt. Je nach Bedarf kann die Speichertiefe entsprechend erhöht werden, bei 8 bit können 256 unterschiedliche Graustufen- oder Farbwerte enthalten sein. Die Farbtiefe moderner Digitalfotografie beträgt 24 bit, was ca. 16,7 Millionen Farben entspricht. Je höher die Bildtiefe, desto genauer kann ein Bild gespeichert werden.

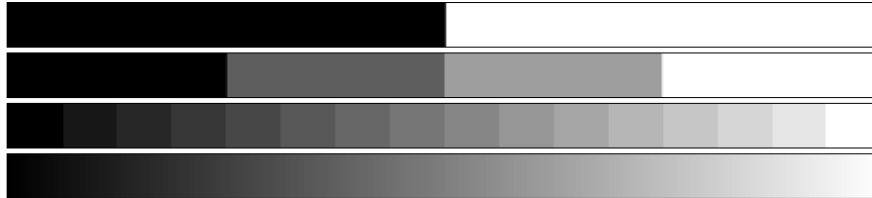


Abb. 11: Farbtiefe. Helligkeitsverläufe mit unterschiedlichen Speichertiefen, von oben: 1, 2, 4 und 8 bit, mit entsprechenden 2, 4, 16 und 256 Farbabstufungen.

Gemeinsam mit der Punktdichte bildet die Farbtiefe die Matrix jeder Rastergrafik. Beide Werte bestimmen das theoretisch erreichbare Qualitätsmaximum.

Analog zu zweidimensionalen Bildern, deren Matrix aus auf einem XY-Koordinatensystem angeordneten Pixeln besteht, setzen sich räumliche (3D-)Datensätze aus so genannten *Volumenpixeln*, kurz *Voxeln*, in einem XYZ-Koordinatensystem zusammen [74;104].

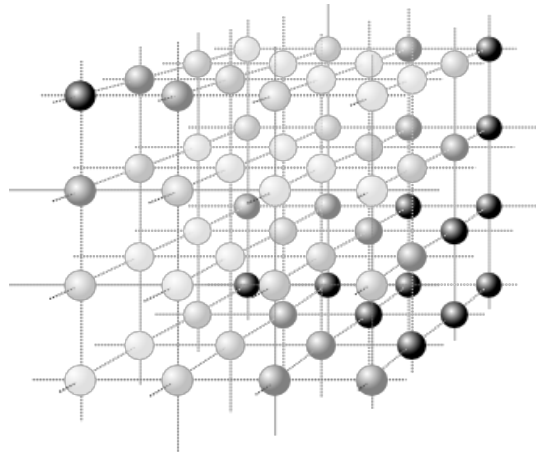


Abb. 12: Veranschaulichung einer Voxelmatrix. Analog zu Pixeln besitzt jedes Voxel einen Farbwert, hier dargestellt durch unterschiedliche Graufärbung der Kugeln [125].

1.7.3 Digitale Bildverarbeitung

Digital gespeicherte Bilddaten können mit unzähligen Algorithmen nachbearbeitet werden. So lassen sich im Gegensatz zu analogen Bildern nachträglich Bildparameter wie Helligkeit oder Kontrast anpassen und eine je nach Fragestellung optimierte Darstellung erzeugen. Eine nachträgliche Ausschnittvergrößerung erlaubt eine größere Darstellung einzelner Bildausschnitte, die insbesondere zur Erkennung kleinerer Bilddetails oder zur Unterscheidung nahe beieinanderliegender Strukturen von Nutzen sein kann. Ebenso lassen sich bei entsprechender Vergrößerung weitere Messungen einfacher durchführen. Die Distanzmessung kann nicht nur genutzt werden, um den Abstand zweier Punkte auf einem Bild zu messen, sondern auch, um den Mittelpunkt zwischen zwei Punkten zu ermitteln. Bei der Winkelmessung ist zu berücksichtigen, dass nur Winkel zwischen in der Bildebene liegenden Schenkeln gemessen werden können. Beispielsweise ist es nicht möglich, aus der Projektion eines nicht parallel zur Bildebene liegenden Winkels seinen wahren Wert zu messen, lediglich der projizierte Winkel im Bild kann bemessen werden. In der vorliegenden Arbeit kamen zudem Rekonstruktionen zum Einsatz. Anhand mehrerer aneinander angrenzender oder überlappender Schichtbilder lassen sich 3D-Rekonstruktionen und damit 3D-Datensätze erzeugen. Aus einem dreidimensionalen Datensatz können Schichtbilder beliebiger räumlicher Orientierung rekonstruiert werden. Die Kombination beider genannter Rekonstruktionsverfahren ermöglicht beispielsweise die Rekonstruktion sagittaler aus transversalen Schnittbildern [10;74].

1.8 Speicherfolien-Radiografie

In der vorliegenden Arbeit wurden zur Anfertigung digitaler Röntgenbilder Speicherfolien verwendet. Das die Bildinformationen speichernde Element ist ein Kristallgitter einer Halbleiterplatte. Bei Belichtung mit Röntgenquanten wird deren Energie auf Elektronen im Kristallgitter übertragen. Die Anhebung des Elektronenenergieniveaus entspricht der Intensität der aus dem untersuchten Objekt ausgetretenen Röntgenstrahlung.

Nach Anfertigung der Aufnahme wird die Röntgenspeicherfolie in ein spezielles Lesegerät geschoben. Dieses tastet mittels eines Lasers das Kristallgitter ab, sodass die bei der Belichtung der Speicherfolie angeregten Elektronen wieder auf ihr ursprüngliches, niedrigeres Energieniveau zurückfallen. Wie unter „Röntgenstrahlung“ (Kap. 1.4) beim Fotoeffekt beschrieben, werden hierbei Lichtquanten frei. Dieses Licht wird über einen Fotomultiplier verstärkt und anschließend mittels eines Analog-Digital-(A/D-)Wandlers digitalisiert. Nach dem Auslesen ist das Kristallgitter der Speicherfolie wieder in seinem Ursprungszustand und kann für neue Aufnahmen verwendet werden. In der digitalen Radiografie werden Speichertiefen von bis zu 10 bit, entsprechend 1024 Grauwertstufen,

verwendet. Dies entspricht einem größeren dynamischen Bereich als in der analogen Radiografie. Die digitalisierten Röntgenbilder können zusammen mit anderen digitalen Bilddaten zur Archivierung, Verwaltung oder späteren Befundung in ein PACS (Picture Archiving and Communication System) eingespeist werden [10;94].

1.9 Computertomografie

Die Computertomografie (CT) (von altgr. τομή, tome, „Schnitt“ und γράφειν, graphein, „schreiben“) ist ein radiologisches Untersuchungsverfahren, bei dem mittels Röntgenstrahlung Schichtbildaufnahmen von Objekten angefertigt werden können. Im Unterschied zur konventionellen Projektionsradiografie werden bei der CT einzelne Strukturen einer Ebene nicht überlagert in einer Ebene aufeinander projiziert abgebildet, wodurch Objekte orts- und objektreu in beiden Dimensionen eines Schichtbilds wiedergegeben werden.

Möglich wurde die CT durch die Nutzung eines 1917 von dem Mathematiker Johann Radon entwickelten Verfahrens. Der seinerzeit rein mathematische Erkenntnisgewinn der Radontransformation lag fern jeglicher Anwendungsmöglichkeit. Erst in den 60er-Jahren des 20. Jahrhunderts ermöglichten Computer die praktische Nutzung des Verfahrens als Grundlage für die Rückprojektion zur Berechnung von Aufnahmen der Innenstruktur eines Objekts. 1971 wurde die erste CT-Aufnahme an einem Menschen durchgeführt. Allen voran wurde diese Technologie von dem Elektroingenieur Godfrey Hounsfield und dem Physiker Allen Cormack entwickelt, die dafür 1979 den Nobelpreis für Medizin erhielten.

Die wesentlichen Komponenten eines Computertomografen sind die *Gantry* (Scaneinheit), in der sich die Röntgenröhre und der Detektor befinden, ein Hochspannungsgenerator zur Erzeugung der Beschleunigungsspannung sowie ein Rechnersystem. Bei einer CT durchstrahlt ein dünner Röntgenstrahl das Objekt aus verschiedenen Richtungen. Die Einstrahlung erfolgt hierbei aus einer auf einer Ebene um das Objekt rotierenden Röntgenröhre. Jeder sich auf dieser Ebene befindende Punkt des Objekts wird so mehrfach aus verschiedenen Winkeln durchstrahlt. Die Transmission der Röntgenstrahlung wird mit Detektoren ermittelt, die je nach Bauweise entweder der Röhre gegenüberliegend um den Patienten rotieren oder ringförmig feststehend verbaut sind. Um nur eine definierte Ebene mit dem Röntgenstrahl zu durchstrahlen, wird dieser entsprechend durch Bleiblenen kollimiert.

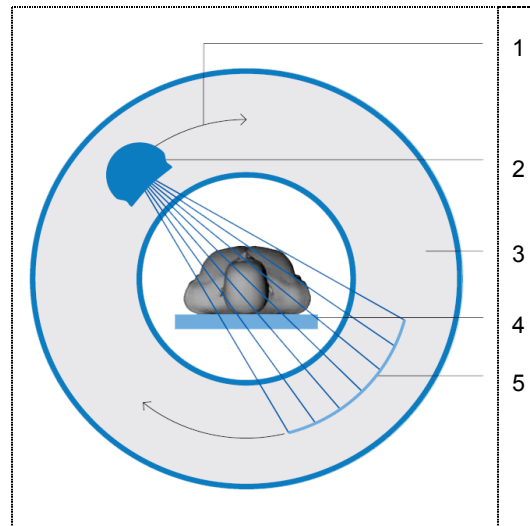


Abb. 13: Schematische Darstellung einer CT. (1) Rotationsrichtung von 2 & 5, (2) Röntgenröhre, (3) Gantry, (4) Patiententisch, (5) Detektor [110]

Entsprechend dem Projektionsgesetz, dass jeder Bildpunkt P' das Bild unendlich vieler Raumpunkte P sein kann, die alle auf dem Projektionsstrahl durch P' liegen, ist in dem transmittierten Strahl die Schwächung aller von ihm durchdrungenen Raumpunkte summiert. Durch die Rotation der Röntgenröhre um das Objekt wird jeder Raumpunkt mehrfach durchstrahlt, die Schwächung ein und desselben Raumpunktes ist so in mehreren transmittierten Strahlen enthalten. Mittels mathematischer Transformation kann aus den gewonnenen Daten die Röntgenschwächung jedes einzelnen Raumpunktes errechnet werden. Diese Schwächungswerte werden nach dem Erfinder der Methode als Hounsfield-Einheiten (HE) bezeichnet. Interpretiert man die Schwächungswerte einer Schicht als Grauwerte, kann ein zweidimensionales Querschnittbild erstellt werden. Anhand der Daten von aneinanderliegenden Schichten können dreidimensionale Rekonstruktionen erfolgen [43;66;110].

Computertomografen der ersten und zweiten Generation arbeiten nach dem Rotations-Translations-Prinzip, d. h. dass nach jeder Rotation der Röhre das Objekt senkrecht relativ zur Scanebene bewegt wird. So wird Schicht um Schicht einzeln aufgenommen. Seit Mitte der 90er-Jahre des 20. Jahrhunderts verbreiteten sich zunehmend Spiral-CTs, bei denen Rotation und Translation kontinuierlich während eines Scans stattfinden. Die Bezeichnung *spiral* rührt daher, dass die von der Röhre beschriebene Bahn relativ zum Objekt einer Spirale verläuft.

Bei modernen Mehrschicht-Spiral-CTs kommen anstatt nur eines Detektors ganze Detektoranordnungen mit mehreren parallelen Elementen zum Einsatz. So können bei einer einzigen Rotation je nach Gerätetyp 128 und mehr Schichten gleichzeitig aufgenommen

werden, was neben einer deutlich verbesserten Bildqualität gleichzeitig eine Verkürzung der Aufnahmedauer ermöglicht [66;67;95].

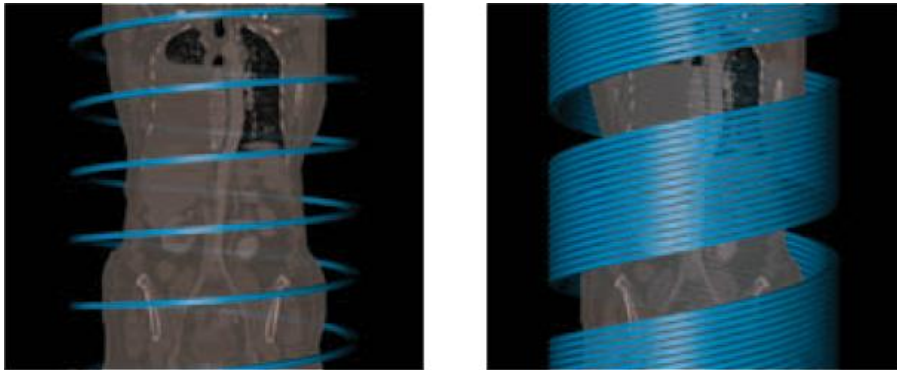


Abb. 14: Veranschaulichung von einschichtiger (links) und 16-schichtiger Spiralaufnahme (rechts) [110]

Wie beim digitalen Röntgen werden die akquirierten Daten in ein PACS eingespeist. Im Unterschied zu einer Röntgenuntersuchung werden bei einem CT-Scan sehr viel größere Datensätze erhoben. Der große Vorteil einer CT ist die im Röntgen nicht gegebene überlagerungsfreie Darstellung. Bei einer wesentlich höheren Strahlenbelastung sollte je nach Fragestellung gründlich abgewogen werden, ob nicht ein konventionelles Röntgen ausreicht. Für eine CT des Thorax wird eine rund 400–500-fache Strahlenexposition für den Patienten veranschlagt [47].

1.10 Magnetresonanztomografie

Die Magnetresonanztomografie (MRT) ist ein radiologisches Untersuchungsverfahren, bei dem mittels Magnetfeldern und Radiofrequenzimpulsen Schichtbildaufnahmen von Objekten angefertigt werden können. Der äußere Aufbau eines Magnetresonanztomografen ähnelt mit Gantry, Patiententisch und Rechnersystem dem eines Computertomografen. Technisch handelt es sich um grundlegend verschiedene Systeme. Im Unterschied zur CT kommen bei der MRT keine ionisierenden Strahlen zum Einsatz [57].

Ermöglicht wurde die MRT durch einen bereits 1946 von Felix Bloch und Edward Mills Purcell beschriebenen NMR-Effekt (nuclear magnetic resonance) bei Festkörpern, wofür sie 1952 mit dem Nobelpreis für Physik ausgezeichnet wurden. Durch eine Weiterentwicklung des Magnetresonanz-Spektrometers gelang es Paul Lauterbur 1973, Schnittbilder zu erzeugen. Die erste Anwendung an einem Patienten fand die MRT Ende der 70er-Jahre. Für die Weiterentwicklung der MRT erhielten Paul Lauterbur und Sir Peter Mansfield 2003 den Nobelpreis für Physiologie und Medizin [78;142].

Bei der MRT, auch Kernspintomografie genannt, macht man sich den so genannten Spin von Atomkernen zunutze. Die korrekte Bezeichnung des Kernspins ist *Richtungsquantenzahl*. Sie gibt den Gesamtdrehimpuls eines Atomkerns an. Für die MRT von Bedeutung sind nur Atomkerne mit ungerader Anzahl an Kernbausteinen, also positiv geladene Protonen und ladungsneutrale Neutronen. Wasserstoff erfüllt o. g. Eigenschaften und ist dabei das im menschlichen Körper am häufigsten vorkommende Atom, da es in jedem Wassermolekül zweifach vorhanden ist und der durchschnittliche Wassergehalt des menschlichen Körpers rund zwei Drittel beträgt.

Atomkerne mit diesen Eigenschaften gleichen rotierenden Kreisel mit einer beliebigen räumlichen Orientierung der Drehachsen. Durch die im Atomkern enthaltenen Protonen erhält dieser eine positive Ladung. Geladene Teilchen und mit ihnen Atomkerne, die einen Spin besitzen, verhalten sich in Magnetfeldern, als besäßen sie ein magnetisches Moment. Durch Anlegen eines sehr starken äußeren Magnetfelds gelingt es, die Rotationsachsen der Atomkerne parallel und antiparallel zu diesem Feld auszurichten. Die Erzeugung dieses Magnetfelds ist die wichtigste, aber auch kostspieligste Komponente eines MRT. Hierfür werden hauptsächlich supraleitende Elektromagnete mit magnetischen Feldstärken zwischen 0,5 und 7 Tesla (T) verwendet. 1 T entspricht in etwa dem 20.000-Fachen des Erdmagnetfelds [24;57;78;85;115].

Ähnlich der Addition von Kraftvektoren heben sich nach außen hin gleiche Anzahlen an gegensätzlich ausgerichteten Rotationsachsen in ihrer Wirkung auf. Aus energetischen Gründen ist entsprechend der Boltzmann-Verteilung bei Körpertemperatur und einer Feldstärke von 1 T die Anzahl der parallel ausgerichteten Atome rund ein sieben Millionstel Mal höher. Ohne diese geringe Differenz gegenseitig gerichteter Spins wäre die Anfertigung von Kernspinbildern nicht möglich. Um die Detektion dieser schwachen elektromagnetischen (EM-)Signale zu ermöglichen, ist eine EM-Abschirmung von der Außenwelt notwendig. Häufig wird diese durch eine Kupferummantelung der entsprechenden Räume erreicht.

Zusätzlich zu ihrer Eigenrotation führen die ausgerichteten Kerne eine Kreiselbewegung um die Richtung des Magnetfelds aus. Diese Präzessionsbewegung kann verbildlicht werden durch das Taumeln eines Kreisels. Ihre Frequenz wird als Larmor-Frequenz bezeichnet. Für jede von außen angelegte Magnetfeldstärke gibt es eine spezifische Larmor-Frequenz. Diese steigt mit Zunahme der Feldstärke linear an.

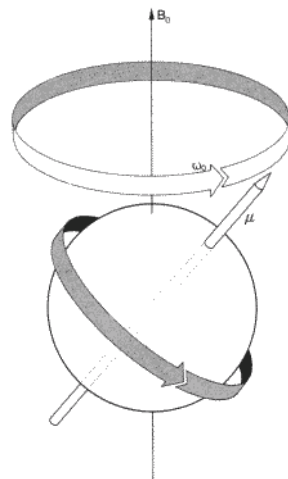


Abb. 15: Schematische Darstellung eines rotierenden Wasserstoffkerns.
Rotation um die Spinachse (μ). In dem von außen angelegten Magnetfeld B_0 führt dieser eine Präzessionsbewegung mit der Frequenz ω_0 aus [142].

Die ausgerichteten Atomkerne können mittels eines orthogonal zum Magnetfeld stehenden, hochfrequenten (HF-)Impulses angeregt werden. Eine Anregung gelingt nur bei entsprechender Resonanz, also bei Übereinstimmung von Anregungsfrequenz (hier HF-Impuls) und Eigenfrequenz (Larmor-Frequenz) des Atomkerns. Ohne die Kernspinresonanz wird Strahlung von dieser Frequenz im Probenmaterial nur geringfügig absorbiert.

Wie bei einem taumelnden Kreisel, den man wiederholt im richtigen Moment anstößt, wird durch den HF-Impuls der Winkel zwischen Magnetfeld und Rotationsachse zunehmend

größer. Wird dieser HF-Impuls wieder abgeschaltet, richten sich die Atomkerne erneut entlang des angelegten Magnetfelds aus. Bei dieser Rückkehr, der so genannten Relaxation von der ausgelenkten zur „geordneten“ Rotation senden die Atomkerne ihrerseits elektromagnetische Wellen mit ihrer Larmor-Frequenz aus. Mit einer in der Gantry enthaltenen sensitiven Antennengeometrie können diese von den Atomkernen ausgesandten HF-Signale empfangen werden.

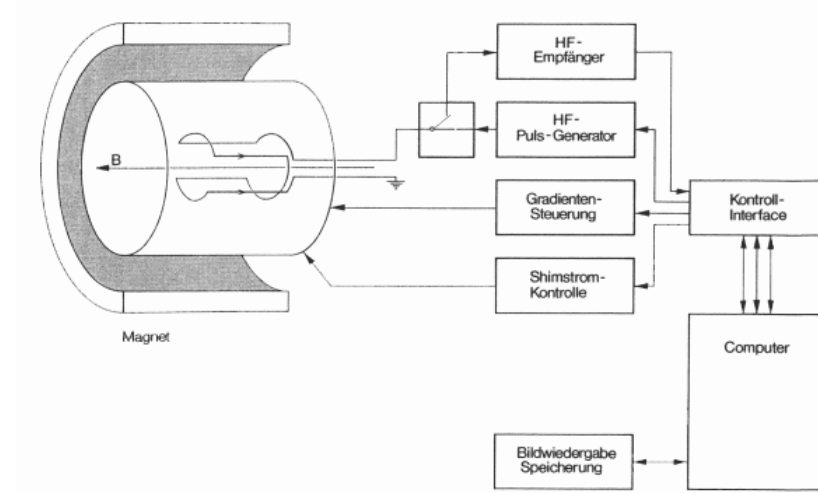


Abb. 16: Schematische Darstellung eines Kernspintomografen. Das zu untersuchende Objekt liegt im Zentrum des Magneten. Konzentrisch darum angeordnet finden sich Sende- und Empfangsantennen und noch weiter außen die Gradientenmagnete [142].

In dem zuvor beschriebenen homogenen Magnetfeld sind alle Atomkerne derselben magnetischen Feldstärke ausgesetzt und besitzen so eine identische Larmor-Frequenz. Daher ist nur eine zeitgleiche Resonanz, gefolgt von einer zeitgleichen Relaxation aller Atomkerne möglich. Um ein orts aufgelöstes Bild erzeugen zu können, ist eine selektive Resonanz unabdingbar. Hierfür wird das homogene Hauptmagnetfeld gezielt durch die Gradienten-Magnete, drei senkrecht zueinander orientierte Elektromagnete, „gestört“. Infolgedessen finden sich nun an unterschiedlichen Raumpunkten innerhalb des Kernspintomografen andere magnetische Feldstärken. Somit unterscheidet sich auch die Larmor-Frequenz eines jeden Raumpunkts, was nun durch entsprechende HF-Impulse eine gezielte Anregung der Atomkerne einzelner Bereiche oder Ebenen ermöglicht. Die in der Relaxation von den Atomkernen ausgesandten HF-Impulse können nun anhand ihrer Frequenz räumlich zugeordnet werden.

Zur Darstellung werden die Signalstärken der einzelnen Voxel in Grauwerten kodiert. Anders als bei der CT, die mit den Hounsfield-Einheiten eine fest definierte Größe besitzt, die

ausschließlich von der gewebeabhängigen Transmission bestimmt ist, gibt es bei der MRT keine feste Zuordnung der empfangenen Signalstärke zu einer bestimmten Gewebeart. Daher stützt sich die Bildinterpretation auf die jeweilige Gewichtung unterschiedlicher Messsequenzen, den Gesamtkontrast und auf Signalunterschiede zwischen verschiedenen Geweben. Diese werden entsprechend der relativen Signalstärke zueinander als hyperintens und hypointens beschrieben.

Gegenüber bildgebenden Verfahren auf Basis ionisierender Strahlung sind die wichtigsten Vorteile der MRT die fehlende Strahlenbelastung, eine sehr gute Weichteildarstellung und die Möglichkeit, Schnittbilder in jeder beliebigen Ebene anfertigen zu können. Die Nachteile der MRT sind vergleichsweise hohe Untersuchungs- und Anschaffungskosten, eine relativ lange Untersuchungsdauer sowie die räumliche Enge und akustische Belastung für den Patienten [24;57;78;85;115].

2 Material und Methoden

2.1 Geräte und Präparate

2.1.1 Geräte und Software

Multix Top (Röntgen-System)	Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland
Somatom Sensation 64 (CT)	Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland
Magnetom Trio (MRT)	Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland
Syngo Workstation (PACS)	Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland
Digitales Goniometer	Bosch, Gerlingen, Deutschland
„Wiimote“, Wii-Fernbedienung	Nintendo Co. Ltd., Kyoto, Japan
3M Scotchlite Reflextransferfilm	3M Deutschland, Neuss, Deutschland
BlueSoleil für Windows, Version 2.3	IVT Corporation, Peking, China
GlovePIE für Windows, Version 0.30	Karl Kenner, http://glovepie.org/
3D Canvas für Windows, Version 7.1.1	Amabilis Software, Kelowna, British Columbia, Kanada
Photo-Paint X3 für Windows, Version 13.0.739	Corel Corporation, Ottawa, Ontario, Kanada
Blender für Windows, Version 2.45	The Blender Foundation, Amsterdam, Niederlande
Excel 2007 für Windows, Version XXX	Microsoft Corp., Redmond, WA, USA
SPSS 12 für Windows, Version 12.0.2	SPSS Inc. Chicago, IL, USA
PASW Statistics für Windows, Version 18.0.0	SPSS Inc. Chicago, IL, USA

2.1.2 Präparate

Insgesamt wurden 14 Knie von 7 Leichen (4 männlich, 3 weiblich) in die Studie eingeschlossen. Die Präparate wurden freundlicherweise vom Institut für Rechtsmedizin der LMU München Institut der Ludwig-Maximilians-Universität München für die Dauer der Versuche zur Verfügung gestellt. Leichen mit bekannten oder während der Studie entdeckten pathologischen Veränderungen, die die Knochendichte oder die achsengerechte Stellung der Extremität beeinflussen können, wurden ausgeschlossen. Das durchschnittliche Patientenalter zum Zeitpunkt des Todes betrug 49,9 Jahre (Intervall 33–65 Jahre). Durchschnittliche Körpergröße, Körpergewicht und BMI (Body-Mass-Index) betrugen 177,0

cm (Intervall 168–191 cm), 76,9 kg (Intervall 50–100 kg) und 24,6 kg/m² (Intervall 17,7–33,7 kg/m²).

2.1.3 Kipptisch

Um eine exakte Positionierung und gezielte Rotation der Präparate zu ermöglichen, wurden die Präparate für einige Arbeitsschritte auf einem eigens für die vorliegende Arbeit gebauten Kipptisch fixiert.

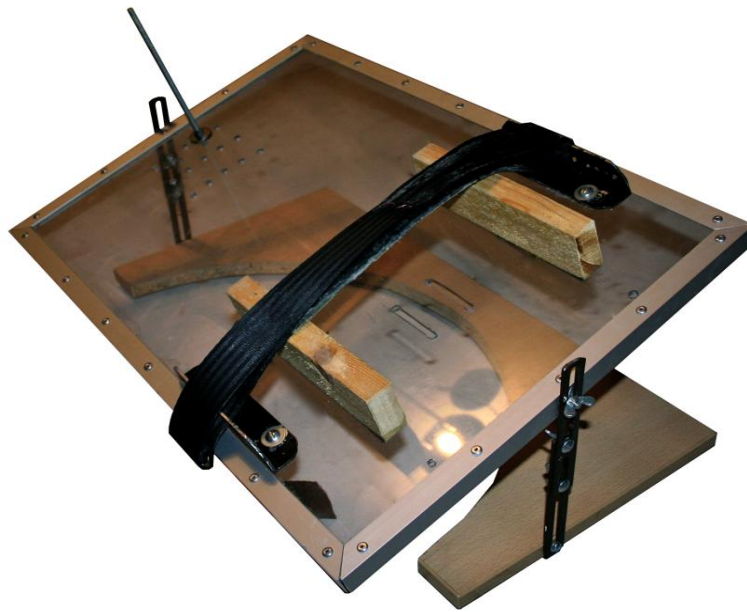


Abb. 17: Kipptisch zur Fixierung der Präparate und Platzierung im Strahlengang

Als Material für die rechteckige Arbeitsfläche wird Polymethylmethacrylat („Acrylglas“) einer Stärke von 5 mm verwendet, da dieses mit einer Summenformel von $C_5H_8O_2$ und einer daraus resultierenden geringen effektiven Ordnungszahl ionisierende Strahlung nur gering absorbiert. Um der Arbeitsfläche die notwendige Flexions- und Torsionssteifigkeit zu verleihen, ist diese in einen Rahmen aus rechtwinkligen Aluminiumleisten gefasst. Eine Seite der Leisten liegt oben auf dem Plexiglas auf, die andere steht senkrecht zur Arbeitsfläche nach unten zeigend. Die feste Verbindung von Plexiglas und Aluminium wird durch Vernieten sichergestellt, nachdem beide Teile zuvor an korrespondierenden Stellen durchbohrt wurden. Die Aufhängung der Arbeitsfläche erfolgt mittig an deren kurzen Seiten über je ein horizontales Loch im Aluminiumrahmen. Zwei in die Löcher eingesetzte Schrauben ermöglichen als Drehachse die horizontale Rotation der Arbeitsfläche und mittels je einer Flügelmutter die Arretierung an der Aufhängung.

Das der Aufhängung dienende Gestell besitzt als Bodenplatte eine laminierte Pressspanplatte in der Größe der Arbeitsfläche. Zur Erhöhung der Rutschfestigkeit und

Schonung anderer Geräte ist an der Unterseite der Bodenplatte in jeder der vier Ecken je ein flacher Gummi-Fuß montiert. Um keine Überlagerung mit dem Strahlengang und folglich ungewollte Strahlungsabsorption zu erzeugen, besitzt die Bodenplatte von einer der langen Seiten aus eine bogenförmige Aussparung. Mittig an den zwei kurzen Seiten sind jeweils zwei senkrecht nach oben stehende Schienen befestigt. Beide Schienen sind axial ausziehbar und in beliebiger Position arretierbar, was die Höhenverstellbarkeit der Apparatur ermöglicht. In der vorliegenden Arbeit wurde die verwendete Höhe für alle Versuche standardisiert (15 cm), um eine einheitliche Projektion zu gewährleisten.

An je einem Loch am oberen Ende der beiden Schienen wird die Arbeitsfläche stufenlos kippbar und mit Möglichkeit der Arretierung aufgehängt.

Um die Positionierung und Ausrichtung der Präparate auf der Arbeitsfläche zu vereinfachen, kommen Sicherheitsgurte, Holzleisten und Schrauben zum Einsatz. Die Holzklötze können variabel mittels Schrauben oben auf der Arbeitsfläche angebracht werden. An den Holzleisten erfolgt die exakte Ausrichtung der Tibia zur Drehachse der Arbeitsfläche. Die Befestigung des Unterschenkels erfolgt mit einem Sicherheitsgurt, der über die Holzleiste und den Unterschenkel ziehend an der Arbeitsplatte fixierbar ist. Zur Befestigung des Oberschenkels dient eine lange Schraube. Diese wird durch Unterlegscheiben und Muttern an einem von multiplen Löchern in der Arbeitsplatte fest mit dieser verbunden. Am proximalen Ende des freiliegenden Os femoris wird ein Loch gebohrt, durch das die senkrecht nach oben aus der Arbeitsfläche stehende Schraube eingebracht wird. Das Femur wird somit fest mit dem Kipptisch verbunden. Die Konstanz des Abstands von Arbeitsplatte und Boden wird mittels eines Maßbands überprüft. Zur Quantifizierung der Rotation der Arbeitsplatte um die Drehachse wird ein digitales Goniometer (= Winkelmessgerät) verwendet.

2.2 Methodenvergleich zur Bestimmung des Tibial Slope

2.2.1 Vergleich verschiedener Referenzachsen

Unter der Annahme der Reliabilität und Validität der CT [64;69;143] sowie der Überlegenheit gegenüber zweidimensionaler Bildgebung [56;69] wurden für den folgenden Abschnitt alle Leichenknie mittels einer 64-Zeilen Spiral-CT (Siemens *Somatom Sensation 64*) unter standardisierten Parametern (Röhrenspannung 120 kV, Röhrenstrom 20 mAs, Schichtdicke 0,6 mm, Kollimation 0,6 mm, Rotationszeit 0,5 s) gescannt. Anhand dieser Scans wurden mit der Arbeitssoftware *Siemens Syngo Workstation* jeweils exakt sagittal orientierte 3D-Rekonstruktionen angefertigt, analysiert und vermessen. Die Schnittebenen lagen mittig des medialen bzw. lateralen Tibiaplateaus. In orthogonaler Blickrichtung zu den sagittalen Schnitten wurden folgende anatomischen Referenzachsen bestimmt:

1. an der anterioren Corticalis die Verbindungslinie zwischen den zwei Punkten 5 cm und 15 cm distal des Kniegelenkspalts
2. an der posterioren Corticalis die Verbindungslinie zwischen den zwei Punkten 5 cm und 15 cm distal des Kniegelenkspalts
3. die Verbindungslinie zwischen den Mittelpunkten der äußeren Corticalis 5 cm und 15 cm distal des Kniegelenkspalts

Die unter Verwendung der jeweiligen Achsen ermittelten Werte des Tibial Slope wurden als ATC (anterior tibial cortex), PTC (posterior tibial cortex) und TPAA (tibial proximal anatomical axis) bezeichnet.

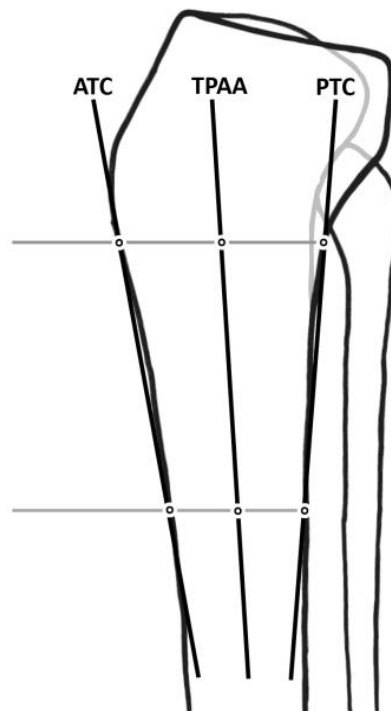


Abb. 18: Schematische Darstellung der drei verschiedenen Referenzachsen in der seitlichen Ansicht von Tibia (links) und Fibula (rechts). Die Achsen wurden mit der Bezeichnung des sich darauf beziehenden Tibial Slope beschriftet.

Zusätzlich wurde das arithmetische Mittel aus PTC und ATC bestimmt. Dieser Wert wurde MPA (median proximal axis) genannt. Als Referenzwert zum Vergleich der verschiedenen Methoden zur Bestimmung des Tibial Slope wurde der etablierte Wert TPAA [8;69] herangezogen.

2.2.2 Vergleich unterschiedlicher bildgebender Verfahren

Dieses Kapitel behandelt den Vergleich verschiedener bildgebender Verfahren zur Bestimmung des Tibial Slope. Im Einzelnen sind dies die CT, die MRT, die Projektionsradiografie sowie die manuelle Messung an der Tibia. In letzterem Fall ist eine direkte Messung lediglich von ATC und PTC möglich. Eine direkte Messung des TPAA hätte nur bei Zersägen der Knochenpräparate erfolgen können, was bei den zur Verfügung stehenden Präparaten nicht möglich war. Unter Verwendung der Ergebnisse aus dem vorangegangenen Kapitel (Kap. 2.2.1) wurde der MPA als Referenzwert herangezogen. Im Gegensatz zum TPAA lässt sich der MPA auch problemlos zur manuellen Vermessung der Knochen verwenden. Für den Vergleich der verschiedenen Verfahren wurden die Messungen der jeweiligen Methoden im Abstand mehrerer Wochen und unter Verblindung gemacht, um nicht durch Kenntnis vorangegangener Ergebnisse die aktuelle Messung zu verfälschen.

2.2.2.1 Magnetresonanztomografie

Alle Leichenknie wurden mit einem 3T-MRT (*Siemens Magnetom Trio*) gescannt. Anhand dieser Scans wurden mit der Arbeitssoftware *Siemens Syngo Workstation* jeweils exakt sagittale Rekonstruktionen angefertigt, analysiert und vermessen. Die Rekonstruktionsebenen lagen mittig im medialen bzw. lateralen Tibiaplateau. In orthogonal zu den sagittalen Abschnitten gelenkter Blickrichtung wurden zunächst ATC und PTC bestimmt und anschließend daraus der MPA berechnet. Die verwendete MR-Sequenz nennt sich FLAIR („Fluid Attenuated Inversion Recovery“), bei der eine lange Inversionszeit der Unterdrückung des Flüssigkeitssignals dient.

2.2.2.2 Digitale Projektionsradiografie

Nach deren Fixierung auf dem beschriebenen Kipptisch erfolgte die digitale Projektionsradiografie (mittels *Siemens Multix Top*) anhand standardisierter Parameter (Röhrenspannung 63 kV, Röhrenstrom 20 mAs, FFA 115 cm). Die Präparate wurden so ausgerichtet, dass die Longitudinalachse der Tibia orthogonal zum Strahlengang des Röntgengeräts ausgerichtet war. Zum Vergleich der unterschiedlichen bildgebenden Verfahren wurden nur exakt seitliche Projektionsradiografien mit einer Rotation von 0° herangezogen. Mit der Arbeitssoftware *Siemens Syngo Workstation* wurden zunächst ATC und PTC bestimmt und anschließend daraus der MPA berechnet.

2.2.2.3 Manuelle Vermessung am Knochen

Zur manuellen Vermessung der Knochen mussten diese zunächst von allen Weichteilen befreit werden. Danach wurden mittels eines digitalen Goniometers die jeweiligen Werte von ATC und PTC bestimmt und daraus der MPA berechnet.

2.3 Bestimmung des Tibial Slope auf fehlrotierten Aufnahmen (1 Freiheitsgrad)

Die erzeugten exakt seitlichen Projektionsradiografien setzen die perfekte Ausrichtung des Präparats im Strahlengang voraus.

2.3.1 Gezielte Fehlrotation in der Projektionsradiografie

Die Messung des MPA-Werts erfolgte anhand von gezielt fehlrotierten, digitalen Projektionsradiografien. Die Fehlrotation fand entsprechend der genannten Ausrichtung um die Longitudinalachse der Tibia statt. Die einzelnen Aufnahmen wurden ausgehend von der exakt seitlichen Aufnahme in 5° Schritten von -40° bis +40° durchgeführt.

2.3.2 Entwicklung einer Korrekturformel

Die Ergebnisse (Kap. 3.2.1) des vorangegangenen Kapitels zeigten einen nicht linearen Zusammenhang zwischen Fehlrotation und gemessenem Tibial-Slope-Wert. Um anhand einer bekannten Fehlrotation vom gemessenen auf den wahren Tibial-Slope-Wert schließen zu können, musste zunächst deren mathematischer Zusammenhang geklärt werden.

Im Laborexperiment auf dem Kipptisch konnte eine idealisierte Rotation der Präparate um die Längsachse der Tibia sichergestellt werden. Im Computermode lließen sich die im Kapitel der Projektionsradiografie genannten Projektionstheoreme veranschaulichen.

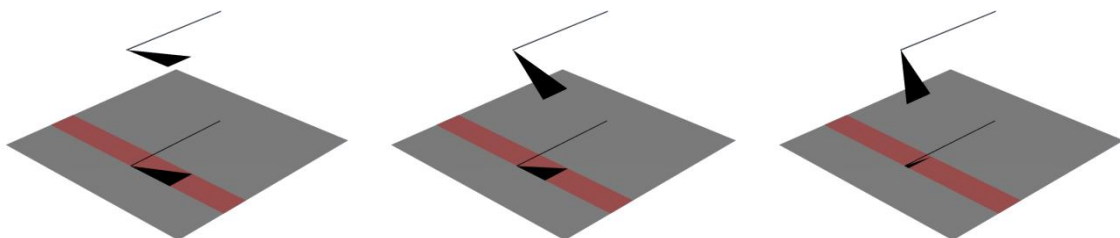


Abb. 19: *Objekt in verschiedenen Lagen mit jeweils unterschiedlichen resultierenden Projektionsbildern bei einer Parallelprojektion senkrecht zur Bildebene*

Der dünne Zylinder repräsentiert die Rotationsachse (Longitudinalachse der Tibia), der ihm zugewandte Winkel des anliegenden Dreiecks den Tibial Slope. Unter Betrachtung der Projektion des Hilfsdreiecks lässt sich die von der Rotation (ω) abhängige, projektionsbedingte Verkürzung der Hypotenuse (Tibiaplateau) und der Ankathete (Tiefe des Tibiaplateaus in sagittaler Ebene) beobachten. Die senkrecht zum Strahlengang und parallel zur Bildebene liegende Gegenkathete wird, unter Annahme einer Parallelprojektion, längengetreu abgebildet.

Im Idealfall nicht existenter Fehlrotation ($\omega = 0^\circ$) werden alle Winkel und Längen getreu abgebildet. Bei Eintreten der größtmöglichen Fehlrotation von $\omega = 90^\circ$ liegt die zu messende Ebene senkrecht zur Bildebene. Ohne die Überlagerung mit der Projektion der Rotationsachse stellt sich das Dreieck im Computermodell als Strich mit der Länge der Gegenkathete dar.

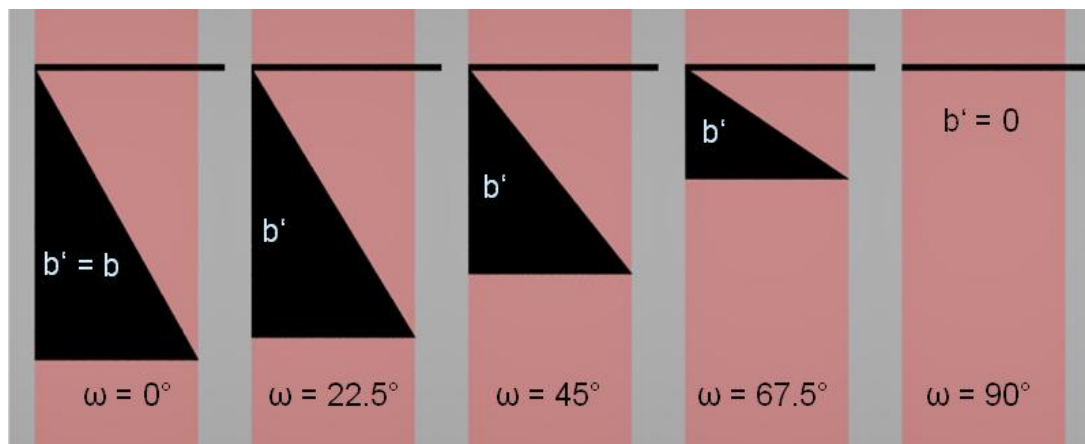


Abb. 20: Projizierte Bilder in Abhängigkeit von der Rotation ω

Um die Abhängigkeit des Tibial Slope von der Rotation (ω) ermitteln zu können, wird der Idealfall $\omega = 0^\circ$ einem Fall mit beliebiger Fehlrotation ω zwischen 0° und 90° gegenübergestellt. Zur weiteren Betrachtung werden die in Abb. 19 eingezeichneten Seiten und Winkel der jeweiligen Projektionen herangezogen.

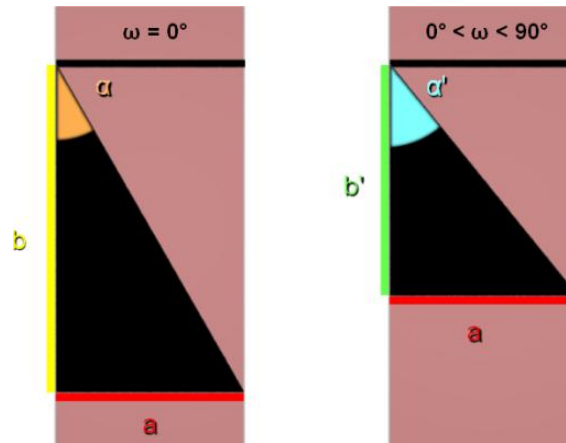


Abb. 21: Veranschaulichung zur Formelherleitung. Wahrer Tibial Slope (α). Fehlprojizierter Tibial Slope (α').

Entsprechend der trigonometrischen Funktion „Tangens = Gegenkathete / Ankathete“ im rechtwinkligen Dreiecken gelten:

$$\tan \alpha = a / b \quad \text{und} \quad \tan \alpha' = a / b'$$

Durch Auflösen nach a und Gleichsetzen ergibt sich:

$$a = \tan \alpha * b \quad \text{und} \quad a = \tan \alpha' * b'$$

$$\rightarrow \tan \alpha * b = \tan \alpha' * b' \quad (\text{F1})$$

Der Zusammenhang von b und b' in Abhängigkeit von ω wird am Einheitskreis (Abb. 6) ersichtlich: $b' = b * \cos \omega$ (F2)

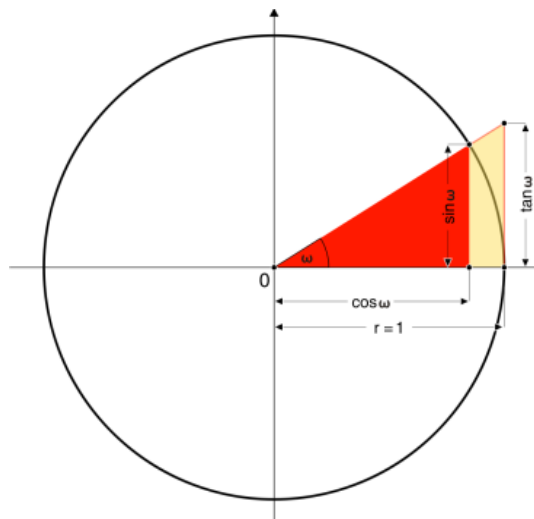


Abb. 22: Einheitskreis [11]

Durch Einsetzen von (F2) in (F1) erhält man: $\tan \alpha * b = \tan \alpha' * b * \cos \omega$

Durch Kürzen von b und weiteres Auflösen nach α ergibt sich:

$$\alpha = \arctan (\tan \alpha' * \cos \omega)$$

Die hergeleitete Formel ermöglicht unter Kenntnis eines Projektionsbilds α' und der „Fehlrotation“ ω allgemeingültig die Berechnung eines jeden Winkels α , wenn folgende Voraussetzungen gegeben sind:

- Ein Schenkel des Winkels α liegt parallel zur Bildebene und senkrecht zum Strahlengang und stellt die Rotationsachse der Fehlrotation $\omega \neq \pm 90^\circ$ dar.
- Projektion mit annähernd parallelem Strahlengang

2.3.3 Korrekturrechnung des Tibial Slope

Unter Verwendung der hergeleiteten Formel $\alpha = \arctan (\tan \alpha' * \cos \omega)$ wurde aus allen unter Fehlrotation gemessenen MPA-Werten der jeweils vermeintlich wahre MPA-Wert bestimmt. Diese berechneten Tibial-Slope-Werte wurden den bei 0° Rotation ermittelten Tibial-Slope-Werten gegenübergestellt. Zudem wurden die unter Fehlrotation gemessenen Mittelwerte mit den durch Umkehr der Korrekturformel zu erwartenden projizierten Mittelwerten verglichen.

2.4 Neue Methode zur Bestimmung des Tibial Slope

Die Ergebnisse (Kap. 3.2) des Kapitels „Bestimmung des Tibial Slope auf fehlrotierten Aufnahmen (1 Freiheitsgrad)“ zeigen, dass unter Kenntnis der Fehlrotation um die Longitudinalachse der Tibia aus einem fehlprojizierten Tibial Slope auf dessen wahren Ursprungswert rückgerechnet werden kann. Im Folgenden wird eine neue Methode zur Bestimmung des Tibial Slope auf fehlrotierten Projektionsradiografien vorgestellt, wobei die Fehlrotation um alle drei Raumachsen möglichst patientenfreundlich und alltagstauglich erfolgt. Anhand dieser wird dann vom gemessenen Tibial Slope auf den wahren Wert rückgerechnet.

2.4.1 Grundlegendes Prinzip

Das vorliegende Verfahren besteht primär aus der Kombination eines Projektionsverfahrens, eines Tracking-Systems (Positions-Lage-Bestimmungssystem) und eines der Auswertung dienenden Computers mit entsprechender Software.

Das Projektionsverfahren besteht mindestens aus einer Strahlungsquelle, dem abzubildenden Objekt und einem Detektor, wobei letzterer eine Abschwächung oder

Auslöschung der von der Strahlungsquelle emittierten Strahlung durch das abzubildende Objekt registriert. Die detektierten Daten werden zur Weiterverarbeitung an eine Software übertragen. Als Projektionsverfahren kann wie in den vorangegangenen Kapiteln die digitale Projektionsradiografie zum Einsatz kommen, aber auch andere Verfahren wären denkbar.

Das Tracking-System kann unter Verwendung optischer (bspw. Kameras oder Laserabtastung), mechanischer (bspw. Gyroskope, Beschleunigungsmesser, Goniometer) oder akustischer (bspw. Ultraschall) Komponenten realisiert werden. Für die vorliegende Arbeit wurde eine optische Variante mittels Kameras umgesetzt und im Folgenden erläutert.

Das mithilfe des Projektionsverfahrens abzubildende Objekt wird fest mit mindestens drei optischen Markierungen (Markerpunkten) versehen, deren Anordnung viele Varianten zulässt. Wichtig ist, dass diese nicht auf einer Linie liegen. Als Markerpunkte können bspw. LEDs, reflektierende oder farblich markierte Kugeln eingesetzt werden.

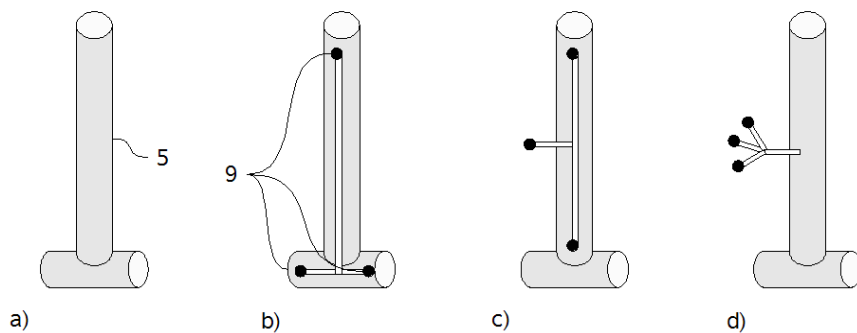


Abb. 23: Markerpunkte. Schematische Darstellung eines Objekts (5) ohne (a) und mit verschiedenen Beispielen (b–d) zur Anbringung von Markerpunkten (9) [44]

Mindestens zwei auf das Objekt gerichtete Kameras liefern aus verschiedenen Perspektiven je unterschiedliche zweidimensionale Bilder und somit 2D-Positionsdaten der einzelnen Markerpunkte. Aus den 2D-Daten berechnet eine Software die 3D-Positions-Lage-Daten des untersuchten Objekts (vgl. Abb. 24).

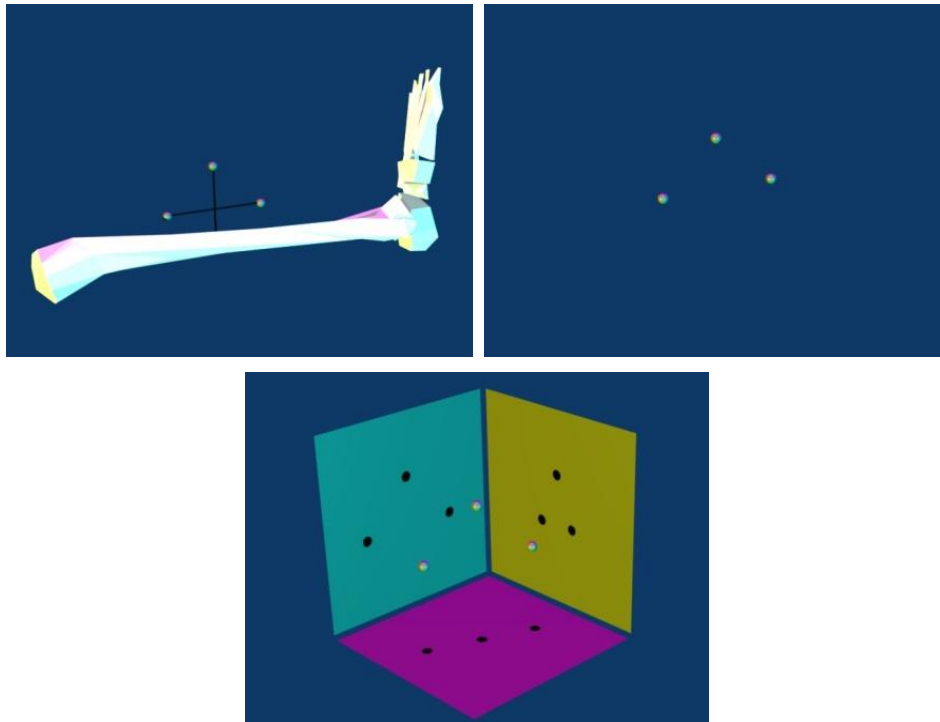


Abb. 24: Erläuterungen zum Tracking-Verfahren. Schematische Darstellung eines mit Markerpunkten versehenen Objekts (1. Bild) dessen, was man im IR-Spektrum sehen würde (2. Bild) und was drei unterschiedliche, orthogonal zueinander ausgerichtete IR-Kameras sehen würden (3. Bild).

Die räumlichen Geometrien der Markerpunkte und Kameras zueinander sind beim Systemaufbau festzulegen und für die Kalkulation von 3D-Daten durch die Software von Bedeutung. Bei senkrecht zueinander stehenden optischen Achsen der einzelnen Kameras wurde die Softwareauswertung erleichtert und somit in eigenen Vorversuchen die genauesten Ergebnisse erzielt.

In der vorliegenden Arbeit wurde für das Tracking-Verfahren infrarotes (IR-)Licht der Wellenlänge $\lambda = 940 \text{ nm}$ verwendet. Die Einschränkung auf eine spezielle Wellenlänge begünstigt die optische Verfolgung der Markerpunkte.

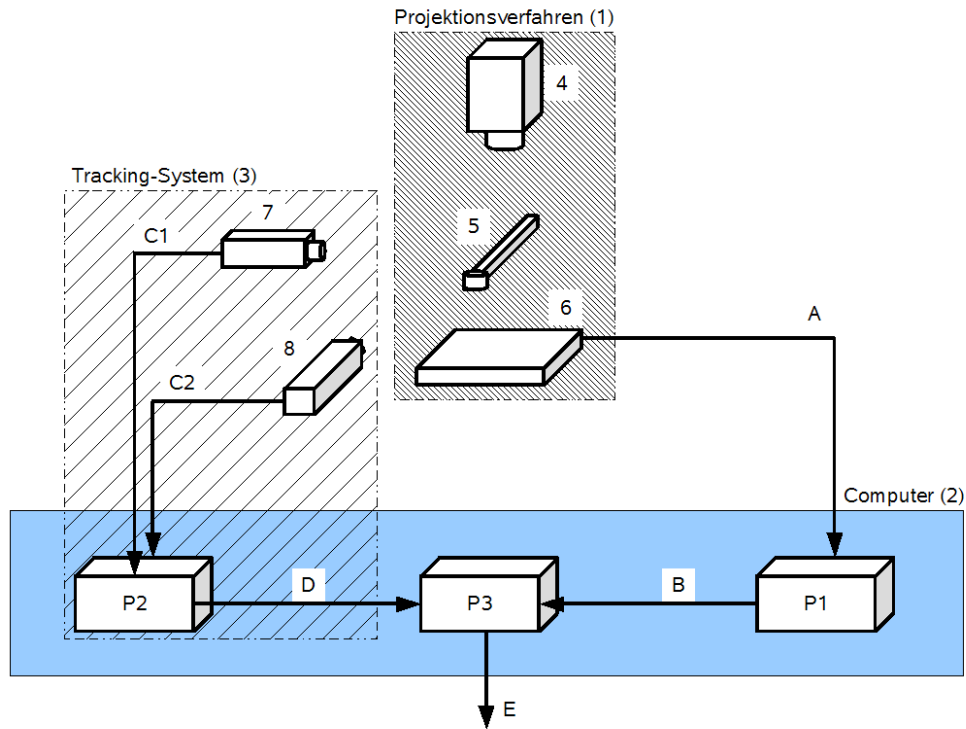


Abb. 25: Komponenten des Verfahrens. Schematische Darstellung des Verfahrens bestehend aus Projektionsverfahren (1), Tracking-System (3) und Computerauswertung (2). 1 bestehend aus Strahlungsquelle (4), untersuchtem Objekt (5) und Detektor (6). 3 bestehend aus Kameras (7, 8), Software (P2) und Computer (2). Computerauswertung mit Programmen zur Bildverarbeitung (P1), Berechnung der 3D-Daten (P2) und Korrekturrechnung von Fehlprojektionen (P3). A–E symbolisieren Daten bzw. deren Übertragung zwischen den einzelnen Komponenten [44].

Die in Abb. 25 mit P1, P2 und P3 bezeichneten Programme können auch in einer Software vereint werden. Bei dem entwickelten Prototyp sind bspw. P2 und P3 in einer Software enthalten. Dies erleichtert die Bedienung für den Endanwender, beispielsweise durch visuelle Aufbereitung der Daten.

2.4.2 Verwendete Komponenten

Alle Berechnungen der im vorangegangenen Kapitel erläuterten Programmschritte wurden auf einem IBM-kompatiblen Laptop mit Betriebssystem Windows XP® durchgeführt.

2.4.2.1 Markerpunkte

In der vorliegenden Arbeit wurden als Markerpunkte IR-LEDs (light emitting diode) mit einer Wellenlänge von $\lambda = 940 \text{ nm}$ verwendet. Alternativ kamen auch kleine Kugeln (Durchmesser 5 mm) mit reflektierender Oberfläche (3M™ Scotchlite®-Reflextransferfilm) zum Einsatz. Da diese Kugeln selbst kein Licht emittieren, wurden sie von mehreren um die Kameras

platzierten Infrarotquellen ($\lambda = 940 \text{ nm}$) beleuchtet. Die jeweiligen Markerpunkte wurden in Form eines gleichschenkligen rechtwinkligen Dreiecks angeordnet.

2.4.2.2 IR-Kameras

Zur optischen Verfolgung der Markerpunkte kamen zwei Wii®-Fernbedienungen, im Folgenden kurz „*Wiimote*“ (nicht geschützter Begriff) genannt, zum Einsatz. Für gewöhnlich wird eine Wiimote zur Kontrolle und Steuerung der Nintendo™ Wii®, einer von Nintendo™ entwickelten Videospielekonsole, verwendet. In einer Wiimote sind multiple Sensoren verbaut.

Neben verschiedenartigen Schaltern, Neigungs- und Beschleunigungssensoren findet sich an der Vorderseite jeder Wiimote eine monochrome Kamera mit eingebautem Bildprozessor. Dieser kann bis zu vier bewegliche Objekte gleichzeitig örtlich diskriminieren und verfolgen und gibt deren Position 60-mal pro Sekunde mit einer örtlichen Auflösung von 1024x768 Bildpunkten an. Zudem werden die Helligkeit der einzelnen Objekte widerspiegelnde Werte mit berechnet. Unmittelbar vor der Kamera ist ein IR-durchlässiger Filter mit einem Transmissionsmaximum von 940 nm verbaut. [75;135]. Die Kamera besitzt ein horizontales Blickfeld von 45° [75].

2.4.2.3 Datenübertragung

Die Wiimote sammelt die Daten aller ihrer Sensoren, bereitet sie teilweise auf und überträgt sie drahtlos via Bluetooth an die Videospielekonsole. Bluetooth ist ein in den 1990er-Jahren entwickelter Industriestandard für die Funkübertragung zwischen Geräten über kurze Distanzen [21].

Mittels Software (BlueSoleil®) gelingt es, das der Videospielekonsole zugeordnete Signal auch auf Computern mit Windows® nutzbar zu machen und anderen Programmen zur Verfügung zu stellen. In der vorliegenden Arbeit wurden lediglich die kameraassoziierten Daten der Wiimote abgefragt und an ein anderes Programm (GlovePIE®) weitergegeben.

2.4.2.4 GlovePIE

Der Name GlovePIE® rührt von dem Akronym PIE für „Programmable Input Emulator“ her. In der ursprünglichen Version diente das Programm zur Emulation der Programmsteuerung mittels eines Datenhandschuhs am PC. Unter Emulation (von lat. *aemulare*, „nachahmen“) versteht man ein System, das ein anderes System in bestimmten Teilaspekten nachbildet. Die verwendete Version ermöglicht auch die Verwendung anderer Eingabegeräte, im vorliegenden Fall der in einer Wiimote verbauten Infrarotkamera.

Neben dem Abfragen und Anzeigen von Eingabeparametern beherrscht GlovePIE® auch Routinen zur Visualisierung und Weiterverarbeitung der Rohdaten durch Definition neuer Variablen oder die Durchführung von definierten Rechenoperationen. Hierfür ist ein so genanntes Skript notwendig. Ein Skript ist eine Abfolge von Programmanweisungen. Die Skriptsprache von GlovePIE® ähnelt Programmiersprachen wie C++ und Java. Weitere Einzelheiten zur Programmierung von GlovePIE® finden sich in der vom Hersteller mitgelieferten Dokumentation.

2.4.3 Entwickelte Software

Das vorliegende Programm zur Lagebestimmung der Tibia und Rückrechnung auf den wahren Tibial Slope im 3D-Raum wurde als Skript für GlovePIE® der Version 0.30 geschrieben.

Zur Ortung wurden drei Markerpunkte verwendet, die in Form eines rechtwinkligen, gleichschenkligen Dreiecks angeordnet wurden. „Kamera 1“ wurde orthogonal zum Strahlengang und „Kamera 2“ parallel in Richtung des Strahlengangs positioniert.

Zum besseren Verständnis wurde das Programm in der hier vorliegenden Version mit Kommentaren versehen. Diese erläutern den jeweiligen Programmschritt. Die Kommentare wurden so eingefügt, dass sie das Programm in seiner Lauffähigkeit nicht beeinflussen. Einzeilige Kommentare finden sich eingeleitet von //, mehrzeilige Kommentare finden sich zwischen /* und */.

Alle Teile des Programms werden ständig durchlaufen. Die Reihenfolge einiger Abschnitte ist variabel. Die vorliegende Reihenfolge wurde primär zum vereinfachten Verständnis gewählt. Aufgrund ihres Umfangs und ihrer Komplexität findet sich der Quellcode der entwickelten Software im Anhang (Kap. 7.4).

2.4.4 Validierung der Methode

2.4.4.1 Validierung anhand fehlrotierter Projektionsradiografien

Unter Verwendung der Software wurde aus den unter gezielter Fehlrotation ermittelten MPA-Werten der jeweils vermeintlich wahre MPA-Wert bestimmt. Diese berechneten Tibial-Slope-Werte wurden den bei 0° Rotation gemessenen Tibial-Slope-Werten gegenübergestellt.

Die Software wurde hierfür geringfügig modifiziert, sodass die jeweiligen Lagewerte der Tibiae nicht mittels der IR-Kameras bestimmt wurden. Stattdessen wurden die entsprechenden Lagewerte des Versuchs in die Software eingespeist.

2.4.4.2 Validierung am Phantom

Zur Validierung von Software und Tracking-Verfahren wurde ein Phantom verwendet. Als Phantom kam ein rechteckiger Quader aus Styropor zum Einsatz. Die Maße des Quaders wurden mit einer Länge, Höhe und Tiefe von 40 x 10 x 10 cm in Anlehnung an eine humane Tibia gewählt. Das Phantom wurde an einem Ende schräg in einem Winkel von 85° zur Längsachse abgeschnitten und anschließend auf einem Stativ in einem Strahlengang aus sichtbarem Licht positioniert, wobei die Entfernungen von Fokus, Objekt und Bildebene jenen der digitalen Projektionsradiografie entsprachen. Als Bildebene diente eine Leinwand. Die Markerpunkte wurden mittels Draht am Phantom befestigt und die IR-Kameras entsprechend positioniert.

Es folgte die Rotation des Phantoms im Strahlengang um alle drei Raumachsen. Der genaue Wert der Fehlrotation wurde nicht gemessen, um bei der folgenden Messung keine unbewusste Beeinflussung ermöglichen zu können. Auf der Leinwand wurde das projizierte Abbild des Phantoms mit einem digitalen Goniometer vermessen. Der gemessene Winkel wurde in die Software eingegeben. Da am Patienten ein Aktionsradius für Fehlrotationen von 60° pro Raumachse als ausreichend angenommen werden kann, wurden nur Messungen bei Rotationen $> \pm 30^\circ$ pro Achse in die Arbeit eingeschlossen. Nach 25 bzw. 50 Messungen wurde der Winkel am Ende des Phantoms auf 80° bzw. 75° verkleinert. Insgesamt wurden so je 25 Messungen mit einem simulierten Tibial Slope von 5°, 10° und 15° erhoben.

Zur Validierung des Systems wurden die von der Software korrigierten Werte den drei bekannten Winkeln gegenübergestellt.

2.5 Statistik

Alle Ergebnisse werden als arithmetische Mittelwerte angegeben, wobei die Streuung der Werte jeweils als Standardabweichung (standard deviation, SD) und Standardfehler der Mittelwerte (*standard error of mean*, SEM) dargestellt wird. Die gesamte statistische Auswertung erfolgte mit den Programmen *Excel 2007* und *SPSS 18*.

Alle Daten wurden anhand des Shapiro-Francia-Tests positiv auf Normalverteilung überprüft.

Beim Vergleich zweier Testmethoden wurden diese mittels t-Tests für gepaarte Stichproben auf Differenzen innerhalb der Wertepaare untersucht. Für die Prüfung auf Korrelation wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson herangezogen. Als die obere Grenze für Signifikanzen wurde bei gepaarten t-Tests das 5% ($p < 0,05$), bei der Prüfung von Korrelationen wurde das 1% ($p < 0,001$) Signifikanzniveau ausgewählt.

3 Ergebnisse

3.1 Methodenvergleich zur Bestimmung des Tibial Slope

3.1.1 Vergleich verschiedener Referenzachsen

Der arithmetische Mittelwert des am medialen und lateralen Tibiaplateau gemessenen TPAA betrug bei der CT medial 9,36° (SD 2,18°, SEM 0,58°) und lateral 9,97° (SD 2,88°, SEM 0,77°), mit einem Intervall von medial 5,00° bis 12,50° und lateral 5,00° bis 14,00°. Die Differenz zwischen medialem und lateralem TPAA eines Knies betrug in der CT zwischen -3,00° und +2,00° (Spannweite 5,00°, Mittelwert -0,61°, SD 1,78°, SEM 0,48°).

3.1.1.1 Medialer Tibial Slope

Eine Übersicht der Messwerte für den medialen Tibial Slope ist in Tabelle 1 wiedergegeben.

Methode	<i>Mediales Tibiaplateau</i>				
	AM	SD	SEM	Min.	Max.
<i>TPAA</i>	9,36°	2,18°	0,58°	5,0°	12,5°
<i>ATC</i>	12,86°	2,33°	0,62°	9,0°	16,5°
<i>MPA</i>	9,39°	2,17°	0,58°	5,00°	12,50°
<i>PTC</i>	5,93°	2,20°	0,59°	1,0°	8,5°

Tab. 1: Ergebnisse der ermittelten Tibial-Slope-Werte des medialen Tibiaplateaus in Abhängigkeit von verwendeter Referenzachse: TPAA (tibial proximal anatomical axis), ATC (anterior tibial cortex), MPA (median proximal axis) und PTC (posterior tibial cortex). Arithmetischer Mittelwert (AM), Standardabweichung (SD), Standardfehler des Mittelwerts (SEM) sowie Minima und Maxima. Alle Werte in Bogengrad (°).

Im gepaarten Student-t-Test fand sich für das mediale Tibiaplateau keine statistisch signifikante Differenz ($p > 0,05$) zwischen TPAA und MPA (Mittelwert -0,04°, SD 0,17°, SEM 0,04°). Im Gegensatz dazu waren die Unterschiede zwischen TPAA und ATC (Mittelwert -3,50°, SD 0,71°, SEM 0,19°) sowie TPAA und PTC (Mittelwert 3,43°, SD 0,65°, SEM 0,17°) statistisch signifikant ($p < 0,05$).

Die ermittelten medialen Tibial-Slope-Werte korrelierten statistisch signifikant ($p < 0,001$) zwischen TPAA und ATC ($r = 0,953$), MPA ($r = 0,997$) und PTC ($r = 0,956$).

3.1.1.2 Lateraler Tibial Slope

Eine Übersicht der Messwerte für den lateralen Tibial Slope ist in Tabelle 2 wiedergegeben.

Methode	<i>Laterales Tibiaplateau</i>				
	AM	SD	SEM	Min.	Max.
TPAA	9,96°	2,88°	0,77°	5,0°	14,0°
ATC	13,57°	2,81°	0,75°	9,5°	17,5°
MPA	9,95°	2,87°	0,77°	5,25°	14,00°
PTC	6,32°	3,09°	0,83°	1,0°	10,5°

Tab. 2: Ergebnisse der ermittelten Tibial-Slope-Werte des lateralen Tibiaplateaus in Abhängigkeit von verwendeter Referenzachse: TPAA (tibial proximal anatomical axis), ATC (anterior tibial cortex), MPA (median proximal axis) und PTC (posterior tibial cortex). Arithmetischer Mittelwert (AM), Standardabweichung (SD), Standardfehler des Mittelwerts (SEM) sowie Minima und Maxima. Alle Werte in Bogengrad (°).

Im gepaarten Student-t-Test fand sich für das laterale Tibiaplateau keine statistisch signifikante Differenz ($p > 0,05$) zwischen TPAA und MPA (Mittelwert $-0,02^\circ$, SD $0,15^\circ$, SEM $0,04^\circ$). Im Gegensatz dazu waren die Unterschiede zwischen TPAA und ATC (Mittelwert $-3,61^\circ$, SD $0,79^\circ$, SEM $0,21^\circ$) sowie TPAA und PTC (Mittelwert $3,64^\circ$, SD $0,69^\circ$, SEM $0,18^\circ$) statistisch signifikant ($p < 0,05$).

Die ermittelten lateralen Tibial-Slope-Werte korrelierten statistisch signifikant ($p < 0,001$) zwischen TPAA und ATC ($r = 0,962$), MPA ($r = 0,999$) und PTC ($r = 0,976$).

3.1.1.3 Medialer und lateraler Tibial Slope

Eine Übersicht der Messwerte ist in Tabelle 3 wiedergegeben.

Methode	<i>Mediales und laterales Tibiaplateau</i>				
	AM	SD	SEM	Min.	Max.
<i>TPAA</i>	9,66°	2,52°	0,48°	5,0°	14,0°
<i>ATC</i>	13,21°	2,56°	0,48°	9,0°	17,5°
<i>MPA</i>	9,67°	2,51°	0,47°	5,00°	14,00°
<i>PTC</i>	6,13°	2,64°	0,50°	1,0°	10,5°

Tab. 3: Ergebnisse der ermittelten Tibial-Slope-Werte des medialen und lateralen Tibiaplateaus in Abhängigkeit von verwendeter Referenzachse: TPAA (tibial proximal anatomical axis), ATC (anterior tibial cortex), MPA (median proximal axis) und PTC (posterior tibial cortex). Arithmetischer Mittelwert (AM), Standardabweichung (SD), Standardfehler des Mittelwerts (SEM) sowie Minima und Maxima. Alle Werte in Bogengrad (°).

Im gepaarten Student-t-Test fand sich für beide Tibiaplateaus keine statistisch signifikante Differenz ($p > 0,05$) zwischen TPAA und MPA (Mittelwert $-0,01^\circ$, SD $0,16^\circ$, SEM $0,03^\circ$). Im Gegensatz dazu waren die Unterschiede zwischen TPAA und ATC (Mittelwert $-3,55^\circ$, SD $0,74^\circ$, SEM $0,14^\circ$) sowie TPAA und PTC (Mittelwert $3,54^\circ$, SD $0,67^\circ$, SEM $0,13^\circ$) statistisch signifikant ($p < 0,05$).

Die ermittelten Tibial-Slope-Werte korrelierten statistisch signifikant ($p < 0,001$) zwischen TPAA und ATC ($r = 0,958$), MPA ($r = 0,998$) und PTC ($r = 0,968$). Die jeweilige Verteilung der Werte sowie die Korrelationen sind in Abbildung 26 grafisch dargestellt.

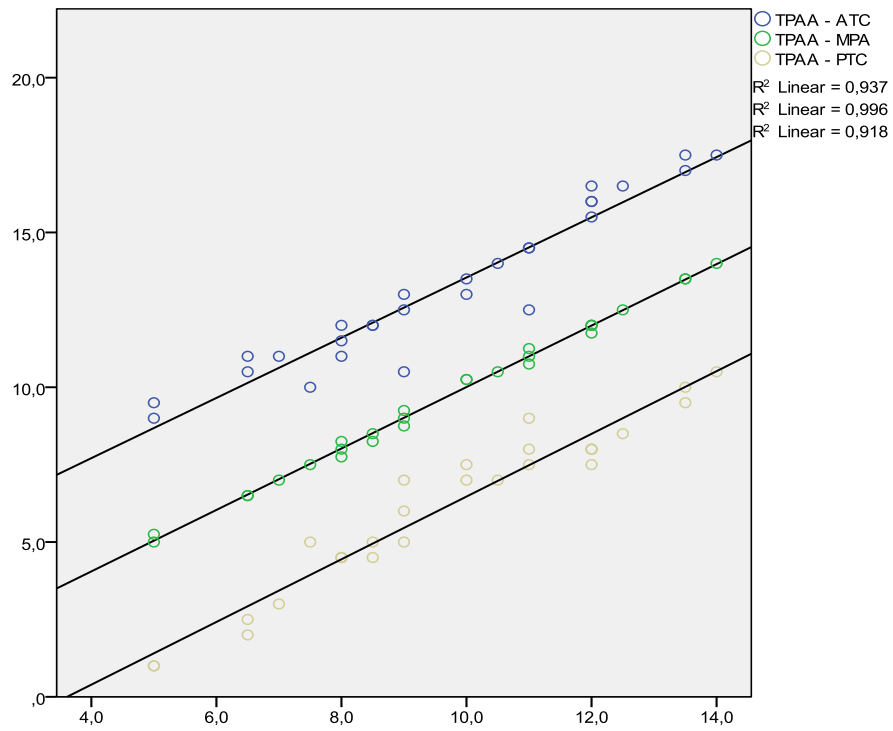


Abb. 26: Gruppiertes Streudiagramm, Gegenüberstellung des in der CT ermittelten TPAA (x-Achse) sowie ATC, MPA, PTC (y-Achse), TPAA (tibial proximal anatomical axis), ATC (anterior tibial cortex), MPA (median proximal axis) und PTC (posterior tibial cortex). Alle Werte in Bogengrad (°).

3.1.2 Vergleich unterschiedlicher bildgebender Verfahren

Aufgrund der Ergebnisse aus dem vorangegangenen Kapitel und der besseren Vergleichbarkeit mit der manuellen Messung wurde im Folgenden der MPA zum Vergleich der verschiedenen bildgebenden Verfahren herangezogen.

Der arithmetische Mittelwert des am medialen und lateralen Tibiaplateau gemessenen MPA betrug bei der CT medial 9,39° (SD 2,17°, SEM 0,58°) und lateral 9,95° (SD 2,87°, SE 0,77°), mit einem Intervall von medial 5,00° bis 12,50° und lateral 5,25° bis 14,00°. Die Differenz zwischen medialem und lateralem MPA eines Knies betrug in der CT zwischen -2,75° und +1,75° (Spannweite 4,50°, Mittelwert -0,55°, SD 1,86°, SEM 0,50°).

3.1.2.1 Medialer Tibial Slope

Eine Übersicht der Messwerte ist in Tabelle 4 wiedergegeben.

Methode	<i>Mediales Tibiaplateau</i>				
	AM	SD	SEM	Min.	Max.
CT	9,39°	2,17°	0,58°	5,00°	12,50°
MRT	9,29°	2,21°	0,59°	4,25°	12,00°
Röntgen	9,43°	2,29°	0,61°	4,50°	12,50°
Manuell	9,45°	2,29°	0,61°	5,00°	13,00°

Tab. 4: Ergebnisse der ermittelten MPA-Werte von medialem Tibiaplateau in Abhängigkeit von verwendeter Methode. Arithmetischer Mittelwert (AM), Standardabweichung (SD), Standardfehler des Mittelwerts (SEM) sowie Minima und Maxima. Alle Werte in Bogengrad (°).

Die ermittelten MPA-Werte zeigten für das mediale Tibiaplateau keine statistisch signifikante Differenz ($p > 0,05$) zwischen CT und MRT (Mittelwert 0,11°, SD 0,29°, SEM 0,08°), Projektionsradiografie (Mittelwert -0,04°, SD 0,22°, SEM 0,06°) und manueller Messung (Mittelwert 0,05°, SD 0,20°, SEM 0,05°) im gepaarten Student-t-Test.

Die ermittelten MPA-Werte korrelierten statistisch signifikant ($p < 0,001$) zwischen CT und MRT ($r = 0,991$), Projektionsradiografie ($r = 0,997$) und manueller Messung ($r = 0,997$).

3.1.2.2 Lateraler Tibial Slope

Eine Übersicht der Messwerte ist in Tabelle 5 wiedergegeben.

Methode	<i>Laterales Tibiaplateau</i>				
	AM	SD	SEM	Min.	Max.
CT	9,95°	2,87°	0,77°	5,25°	14,00°
MRT	10,02°	2,86°	0,77°	5,25°	14,00°
Röntgen	9,96°	2,91°	0,78°	5,00°	14,00°
Manuell	9,79°	2,94°	0,79°	5,00°	14,00°

Tab. 5: Ergebnisse der ermittelten MPA-Werte von lateralem Tibiaplateau in Abhängigkeit von verwendeter Methode. Arithmetischer Mittelwert (AM), Standardabweichung (SD), Standardfehler des Mittelwerts (SEM) sowie Minima und Maxima. Alle Werte in Bogengrad (°).

Die ermittelten MPA-Werte zeigten für das laterale Tibiaplateau keine statistisch signifikante Differenz ($p > 0,05$) zwischen CT und MRT (Mittelwert $-0,07^\circ$, SD $0,25^\circ$, SEM $0,07^\circ$), Projektionsradiografie (Mittelwert $-0,02^\circ$, SD $0,22^\circ$, SEM $0,06^\circ$) und manueller Messung (Mittelwert $0,16^\circ$, SD $0,39^\circ$, SEM $0,10^\circ$) im gepaarten Student-t-Test.

Die ermittelten MPA-Werte korrelierten statistisch signifikant ($p < 0,001$) zwischen CT und MRT ($r = 0,996$), Projektionsradiografie ($r = 0,998$) und manueller Messung ($r = 0,991$).

3.1.2.3 Medialer und lateraler Tibial Slope

Eine Übersicht der Messwerte ist in Tabelle 6 wiedergegeben.

Methode	<i>Mediales und laterales Tibiaplateau</i>				
	AM	SD	SEM	Min.	Max.
CT	9,67°	2,51°	0,47°	5,00°	14,00°
MRT	9,65°	2,54°	0,48°	4,48°	14,00°
Röntgen	9,70°	2,58°	0,49°	4,50°	14,00°
Manuell	9,62°	2,60°	0,49°	5,00°	14,00°

Tab. 6: Ergebnisse der ermittelten MPA-Werte beider Tibiaplateaus in Abhängigkeit von verwendeter Methode. Angegeben sind AM (arithmetischer Mittelwert), SD (Standardabweichung), SEM (Standardfehler des Mittelwerts) sowie Minima und Maxima. Alle Werte in Bogengrad (°).

Die ermittelten MPA-Werte für laterales und mediales Tibiaplateau wiesen zwischen CT und MRT (Mittelwert -0,07°, SD 0,25°, SEM 0,07°), Projektionsradiografie (Mittelwert -0,02°, SD 0,22°, SEM 0,06°) bzw. manueller Messung (Mittelwert 0,16°, SD 0,39°, SEM 0,10°) keine statische signifikante ($p > 0,05$) Differenz auf.

Die ermittelten MPA-Werte korrelierten statistisch signifikant ($p < 0,001$) zwischen CT und MRT ($r = 0,994$), Projektionsradiografie ($r = 0,997$) und manueller Messung ($r = 0,993$). Die jeweilige Verteilung der Werte ist in Abbildung 27 grafisch dargestellt.

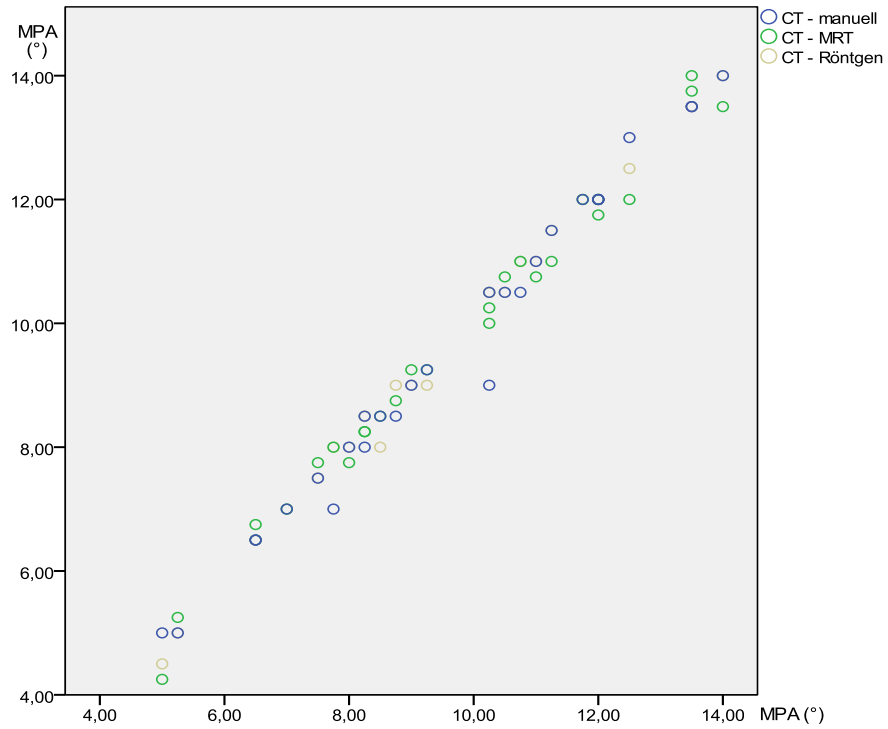


Abb. 27: Gruppieretes Streudiagramm, Gegenüberstellung aller mittels CT (x-Achse) sowie MRT, Röntgen und manueller Messung (y-Achse) ermittelter MPA-Werte. Alle Werte in Bogengrad (°).

3.2 Bestimmung des Tibial Slope auf fehlrotierten Aufnahmen (1 Freiheitsgrad)

3.2.1 Gezielte Fehlrotation in der Projektionsradiografie

Unter Zunahme der Fehlrotation ω zeigte sich eine deutliche Zunahme des gemessenen MPA. In der folgenden Tabelle (Tab. 7) findet sich eine Gegenüberstellung von Fehlrotation ω und der jeweiligen gemessenen MPA-Werte.

ω	Gemessener MPA				
	Minimum	Maximum	Mittelwert	SEM	SD
+40°	6,50°	18,00°	12,64°	0,59°	3,12°
+35°	6,00°	17,00°	11,75°	0,56°	2,98°
+30°	6,00°	16,00°	11,16°	0,55°	2,89°
+25°	5,50°	15,00°	10,64°	0,51°	2,71°
+20°	5,50°	15,00°	10,30°	0,50°	2,65°
+15°	5,00°	14,50°	9,96°	0,50°	2,66°
+10°	5,00°	14,00°	9,79°	0,48°	2,51°
+5°	4,50°	14,00°	9,73°	0,48°	2,57°
0°	4,50°	14,00°	9,70°	0,49°	2,58°
-5°	5,00°	14,00°	9,73°	0,46°	2,45°
-10°	5,00°	14,00°	9,79°	0,48°	2,53°
-15°	5,00°	14,50°	10,02°	0,49°	2,61°
-20°	5,50°	15,00°	10,29°	0,51°	2,69°
-25°	5,50°	15,50°	10,66°	0,52°	2,74°
-30°	6,00°	16,00°	11,21°	0,53°	2,84°
-35°	6,00°	17,00°	11,82°	0,56°	2,97°
-40°	6,50°	18,00°	12,64°	0,59°	3,12°

Tab. 7: Auswirkungen von Fehlrotation auf den gemessenen Tibial Slope.

Minimum, Maximum, arithmetisches Mittel (Mittelwert), Standardfehler des Mittelwerts (SEM) und Standardabweichung (SD) der gemessenen MPA-Werte bei Fehlrotation ω . Alle Werte in Bogengrad (°).

Die durchschnittliche prozentuale Zunahme des MPA-Werts von $\omega = 0^\circ$ zu $\omega = \pm 40^\circ$ Rotation betrug gleichermaßen für das mediale und laterale Tibiaplateau 31,4 %. Bei einzelnen Präparaten differierten die MPA-Werte zwischen Null-Rotation und maximaler Fehlrotation um bis zu 50,0 %, sowohl am medialen als auch am lateralen Tibiaplateau.

Der gemessene MPA korrelierte mit der Fehlrotation ω statistisch signifikant ($p < 0,001$) bei einem Korrelationskoeffizienten nach Pearson von $r = 0,946$ (med.) bzw. $0,949$ (lat.).

Der Nachweis eines linearen Zusammenhangs zwischen Fehlrotation und Zunahme des gemessenen MPA war nicht möglich. Die Gegenüberstellung in einem Liniendiagramm (Abb. 26) verdeutlichte die nicht lineare Korrelation für mediales und laterales Tibiaplateau.

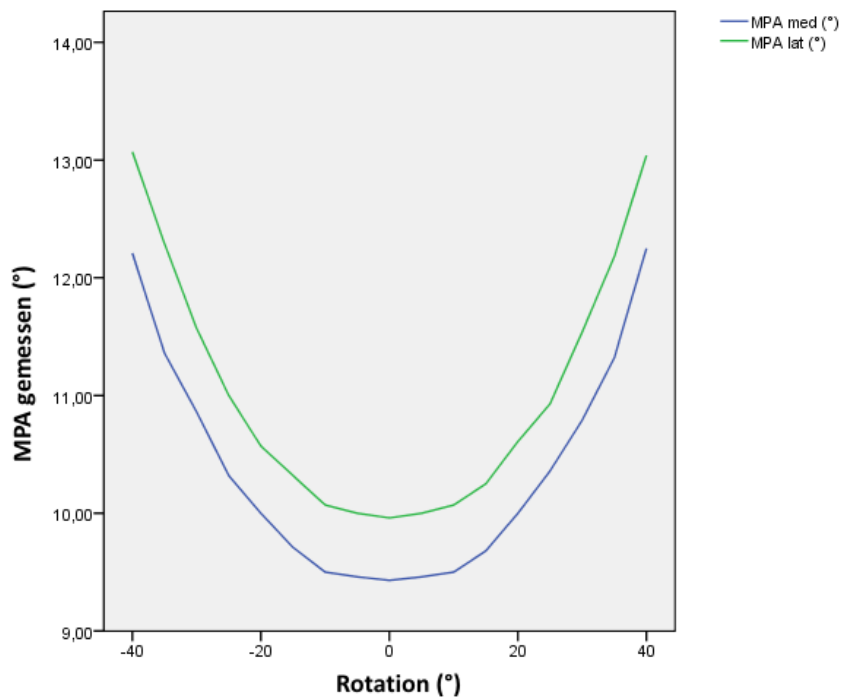


Abb. 28: Abhängigkeit des gemessenen MPA von der Fehlrotation. Die beiden Linien zeigen den Mittelwert des gemessenen MPA von medialem bzw. lateralem Tibiaplateau in Abhängigkeit von der Fehlrotation $-40^\circ \leq \omega \leq +40^\circ$.

Im Rahmen dieser Arbeit fiel zudem auf, dass eine sichere Differenzierung von medialem und lateralem Tibiaplateau auf verkippten Aufnahmen einfacher ist als auf exakt seitlichen Aufnahmen, auf denen es häufig zu einer Überlagerung von medialem und lateralem Tibiaplateau kommt.

3.2.2 Herleiten einer Korrekturformel

Die aufgeführte Korrekturformel $\alpha = \arctan(\tan \alpha' * \cos \omega)$ und deren Herleitung wurden bereits in „Material und Methode“ eingeführt und beschrieben, da sie grundlegende Voraussetzung für die nachfolgenden Kapitel sind.

3.2.3 Korrekturrechnung des Tibial Slope

Unter Kenntnis der Fehlrotation ω um die Longitudinalachse der Tibia wurde mittels der Korrekturformel von dem gemessenen auf den vermeintlich wahren Tibial Slope rückgerechnet.

Der bei einer Rotation $\omega = 0^\circ$ in der digitalen Projektionsradiografie ermittelte MPA wurde als Referenzwert für die unter Fehlrotation ermittelten MPA-Werte bestimmt. Der MPA bei Nullrotation ($\omega = 0^\circ$) beträgt für das mediale bzw. laterale Tibiaplateau im Mittel $9,43^\circ$ (SD $2,29^\circ$, SEM $0,61^\circ$) bzw. $9,96^\circ$ (SD $2,91^\circ$, SEM $0,78^\circ$) und reichte von $4,50^\circ$ bis $12,50^\circ$ bzw. von $5,00^\circ$ bis $14,00^\circ$. Die Differenz zwischen berechnetem und wahren MPA war sowohl beim lateralen als auch beim medialen Tibiaplateau nicht statistisch signifikant ($p > 0,05$, zweiseitiger Student-t-Test). Bei der maximalen Fehlrotation von 40° betrug die Differenz zwischen berechnetem und wahren MPA im arithmetischen Mittel $0,07^\circ$ (SD $0,28^\circ$, SEM $0,04^\circ$). Die Differenzen für alle weiteren Fehlrotationen können folgender Tabelle (Tab. 9) entnommen werden:

ω	Gepaarte Differenzen		
	Mittelwert	SD	SEM
+40°	0,07°	0,28°	0,05°
+35°	0,02°	0,30°	0,06°
+30°	0,01°	0,25°	0,05°
+25°	0,03°	0,26°	0,05°
+20°	0,00°	0,25°	0,05°
+15°	0,06°	0,30°	0,06°
+10°	0,05°	0,21°	0,04°
+5°	0,00°	0,13°	0,02°
0°	0,00°	0,00°	0,00°
-5°	0,00°	0,23°	0,05°
-10°	0,05°	0,21°	0,04°
-15°	0,01°	0,28°	0,05°
-20°	0,02°	0,28°	0,05°
-25°	0,01°	0,26°	0,05°
-30°	0,05°	0,35°	0,07°
-35°	0,04°	0,31°	0,06°
-40°	0,07°	0,28°	0,05°

Tab. 8: Differenz zwischen berechnetem und wahren MPA in Abhängigkeit von der Fehlrotation. *Arithmetisches Mittel (Mittelwert), Standardabweichung (SD) und Standardfehler des Mittelwerts (SEM). Alle Werte in Bogengrad (°).*

Es wurden alle unter Fehlrotation gemessenen Werte ($n = 448$) korrekturgerechnet. Beim Vergleich aller korrekturgerechneten mit den korrespondierenden wahren MPA-Werten zeigt sich kein statistisch signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) bei einer mittleren Differenz von $0,00^\circ$ (SD $0,26^\circ$, SEM $0,01^\circ$). Zwischen berechnetem und wahren MPA findet sich eine statistisch signifikante ($p < 0,001$) Korrelation nach Pearson von $r = 0,995$.

Zur zusätzlichen Prüfung der Korrekturformel wurden die unter Fehlrotation gemessenen Mittelwerte mit den durch Umkehr der Korrekturformel zu erwartenden Mittelwerten verglichen. Dabei fanden sich keine statistisch signifikanten ($p > 0,05$) Unterschiede. Die Differenzen betrugen im Mittel $0,03^\circ$ (SD $0,06^\circ$, SEM $0,01^\circ$).

Gemessene und zu erwartende Werte korrelieren statistisch signifikant ($p < 0,001$) bei einem Pearson-Korrelationskoeffizienten von $r = 0,999$. Eine grafische Darstellung dieses Zusammenhangs findet sich im folgenden Streudiagramm (Abb. 27).

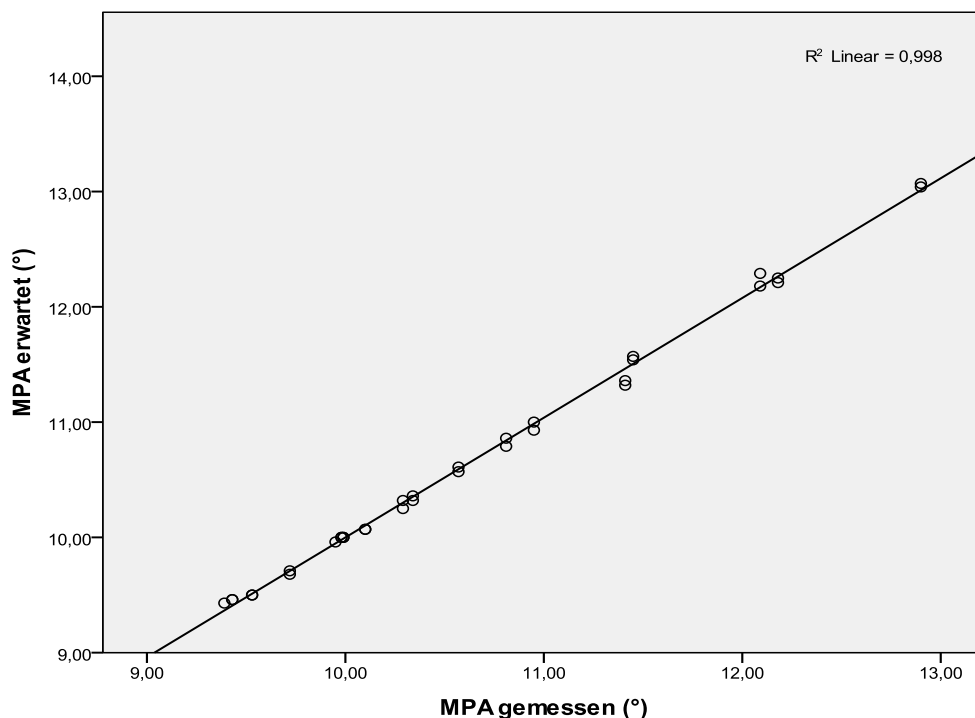


Abb. 29: Gegenüberstellung der unter Fehlrotation gemessenen (x-Achse) und der laut Korrekturformel zu erwartenden (y-Achse) Werte. Alle Werte in Bogengrad (°).

3.3 Neue Methode zur Bestimmung des Tibial Slope auf fehlrotierten Aufnahmen

3.3.1 Softwareentwicklung

Die beschriebene *Neue Methode zur Ermittlung des Tibial Slope* sowie die Entwicklung der entsprechenden Software (Quellcode der Software im Anhang, Kap. 7.4) wurden bereits unter „Material und Methode“ beschrieben, da deren Entwicklung als Voraussetzung für die Prüfung von Methode und Software anhand der nachfolgend dargestellten Daten notwendig war.

Die Abbildungen 30 bis 32 veranschaulichen anhand von Bildschirmfotos der entwickelten Software deren visuelle Aufbereitungen der ermittelten Daten.

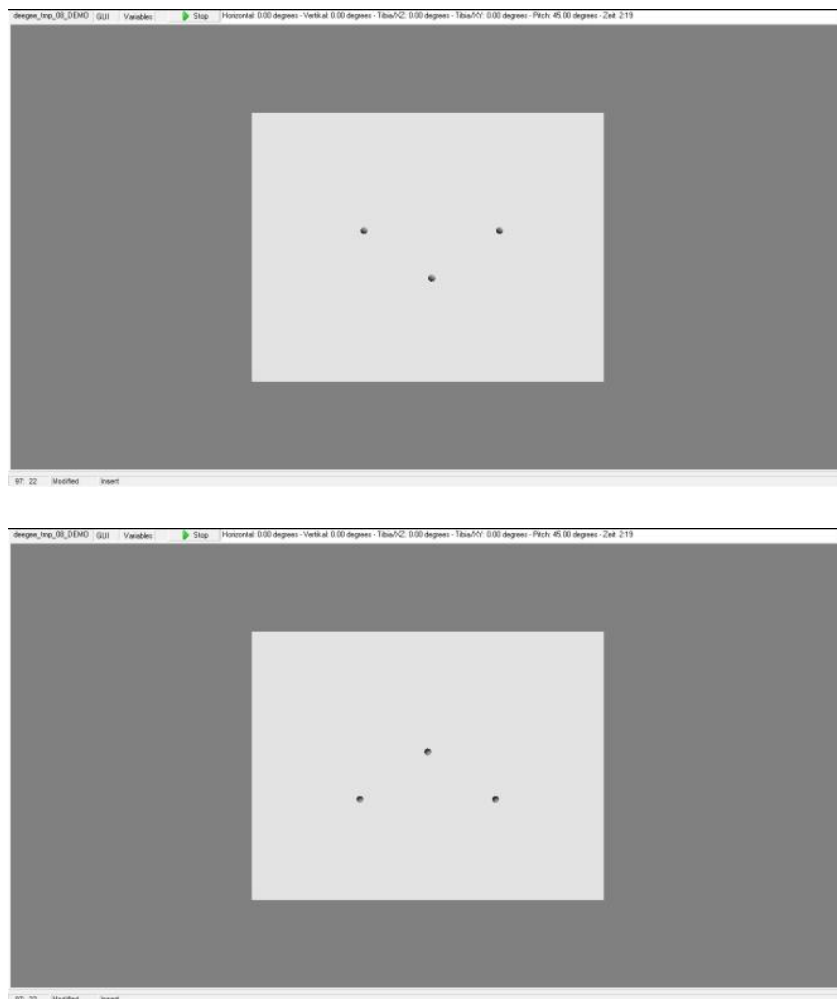


Abb. 30 u. 31: Bildschirmfotos, Visualisierung der Markerpunkte aus Sicht der zwei IR-Kameras. Per Knopfdruck lassen sich die Ansichten der beiden IR-Kameras im Programm umschalten oder vergrößern.

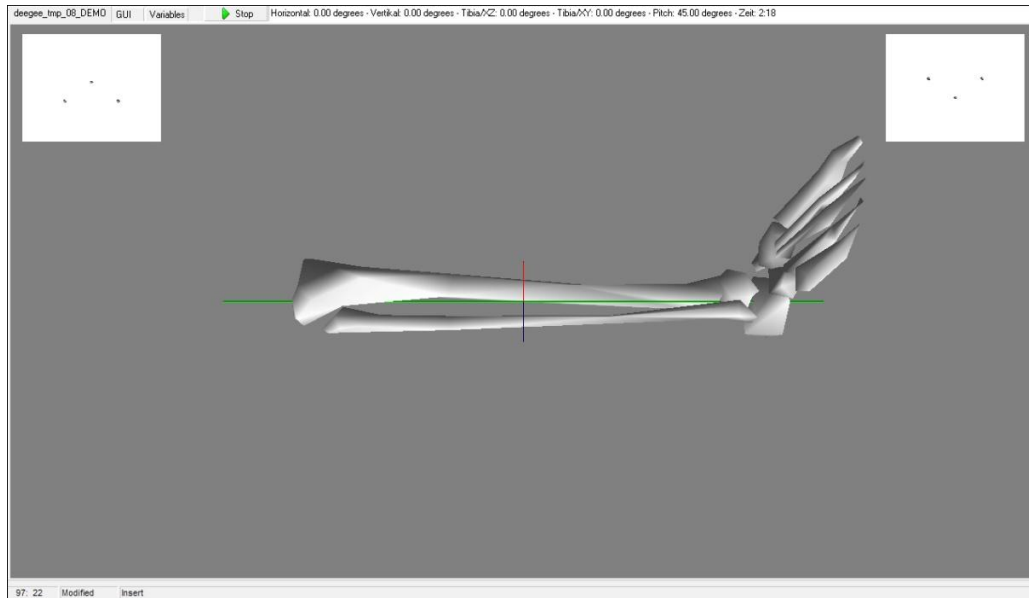


Abb. 32: Bildschirmfoto, Standardansicht. Zentral eine Visualisierung des untersuchten Objekts mit seinen drei Raumachsen (rot, grün, blau). In der linken und rechten oberen Ecke finden sich Visualisierungen der Ansichten der zwei IR-Kameras.

3.3.2 Validierung anhand fehlrotierter Projektionsradiografien

Unter Kenntnis der Fehlrotation ω um die Longitudinalachse der Tibia wurde anhand der Software von dem gemessenen auf den vermeintlich wahren Tibial Slope rückgerechnet.

Der bei einer Rotation $\omega = 0^\circ$ in der digitalen Projektionsradiografie ermittelte MPA wurde als Referenzwert für die unter Fehlrotation ermittelten MPA-Werte bestimmt. Der MPA bei Nullrotation ($\omega = 0^\circ$) beträgt für das mediale bzw. laterale Tibiaplateau im Mittel $9,43^\circ$ (SD $2,29^\circ$, SEM $0,61^\circ$) bzw. $9,96^\circ$ (SD $2,91^\circ$, SEM $0,78^\circ$) und reichte von $4,50^\circ$ bis $12,50^\circ$ bzw. von $5,00^\circ$ bis $14,00^\circ$.

Die Differenz zwischen berechnetem und wahren MPA war sowohl beim lateralen als auch beim medialen Tibiaplateau nicht statistisch signifikant ($p > 0,05$, zweiseitiger Student-t-Test). Bei der maximalen Fehlrotation von 40° betrug die Differenz zwischen berechnetem und wahren MPA im arithmetischen Mittel $0,07^\circ$ (SD $0,28^\circ$, SEM $0,04^\circ$). Die Differenzen für alle weiteren Fehlrotationen können folgender Tabelle (Tab. 9) entnommen werden:

ω	Gepaarte Differenzen		
	Mittelwert	SD	SEM
+40°	0,07°	0,28°	0,05°
+35°	0,02°	0,30°	0,06°
+30°	0,01°	0,25°	0,05°
+25°	0,03°	0,26°	0,05°
+20°	0,00°	0,25°	0,05°
+15°	0,06°	0,30°	0,06°
+10°	0,05°	0,21°	0,04°
+5°	0,00°	0,13°	0,02°
0°	0,00°	0,00°	0,00°
-5°	0,00°	0,23°	0,05°
-10°	0,05°	0,21°	0,04°
-15°	0,01°	0,28°	0,05°
-20°	0,02°	0,28°	0,05°
-25°	0,01°	0,26°	0,05°
-30°	0,05°	0,35°	0,07°
-35°	0,04°	0,31°	0,06°
-40°	0,07°	0,28°	0,05°

Tab. 9: Differenz zwischen berechnetem und wahrem MPA in Abhängigkeit von der Fehlrotation. *Arithmetisches Mittel (Mittelwert), Standardabweichung (SD) und Standardfehler des Mittelwerts (SEM). Alle Werte in Bogengrad (°).*

Es wurden alle unter Fehlrotation gemessenen Werte ($n = 448$) korrekturgerechnet. Beim Vergleich aller korrekturgerechneten mit den korrespondierenden wahren MPA-Werten zeigt sich kein statistisch signifikanter ($p > 0,05$) Unterschied bei einer mittleren Differenz von $0,00^\circ$ (SD $0,26^\circ$, SEM $0,01^\circ$). Zwischen berechnetem und wahrem MPA findet sich eine statistisch signifikante ($p < 0,001$) Korrelation nach Pearson von $r = 0,995$.

Ein Vergleich zeigt eine exakte Übereinstimmung der Ergebnisse der „eindimensionalen“ Korrekturformel $\alpha = \arctan(\tan \alpha' * \cos \omega)$ mit den Ergebnissen der entwickelten „dreidimensionalen“ Software.

3.3.3 Validierung am Phantom

Zur Validierung des Systems wurden die von der Software ermittelten Werte ($n = 75$) den bekannten Winkeln (5° , 10° , 15°) gegenübergestellt. Letztere wurden als Referenzwerte bestimmt.

Die Differenz zwischen berechneten und wahren Werten war nicht statistisch signifikant (zweiseitiger Student-t-Test, $p > 0,05$). Die Differenz zwischen berechnetem und wahren Wert betrug im arithmetischen Mittel (AM) $0,01^\circ$, Standardabweichung (SD) und Standardfehler des Mittelwerts (SEM) betrugen $0,48^\circ$ bzw. $0,06^\circ$. Wahrer und berechneter Wert korrelierten statistisch signifikant (Korrelationskoeffizient nach Pearson $r = 0,993$, $p < 0,001$).

4 Diskussion

4.1 Einleitung

Die tibiale Reklination (Tibial Slope) beeinflusst wesentlich die Ergebnisse verschiedener orthopädischer Kniegelenkoperationen [27;124;129], da sie sich maßgeblich auf die Stabilität des Knies [4;40;52;98;109;121], dessen maximal mögliche Flexion [1;6;35;71;108], die Ruhestellung des Gelenks [41;116], dessen Verletzungsrisiken [32;111;114;117;118;122;137], die Spannung von Kreuz- und Seitenbändern [32;36;55;68;111;130;137] sowie auf den auf Knorpel, respektive den auf das Implantat lastenden Druck [1;54;116;131] auswirkt. Aufgrund seiner Bedeutung wurde der Tibial Slope von der *American Knee Society* in die Richtlinien zur radiologischen Evaluation aufgenommen [30] und fand in vielen Arbeiten zu Knie-Endoprothetik und tibialer Umstellungsosteotomie Verwendung [5;53;54;72;73;86;93;102;128;134].

Ein bisher fehlender einheitlicher Standard zur Bestimmung des Tibial Slope [14;41;72;83;96] wäre jedoch eine notwendige Voraussetzung für die Vergleichbarkeit bestehender Studienansätze und erforderlich für eine verlässliche präoperative Planung sowie eine normierte postoperative Dokumentation [5;17;53;54;60;69;116;134]. Neben einer hohen Reliabilität und Validität sollte sich die ideale Methode durch einfache Anwendung, günstige Anschaffungs- und Betriebskosten und eine niedrige Strahlenbelastung auszeichnen sowie bei bereits vorhandenen Implantaten anwendbar sein.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, bestehende mit neuen Methoden zu vergleichen. Hierbei wurden zunächst verschiedene Referenzachsen auf deren Eignung zur Bestimmung des Tibial Slope geprüft. Basierend auf diesen Ergebnissen wurden unterschiedliche bildgebende Verfahren sowie eine manuelle Vermessung am Präparat evaluiert.

Einer in der Literatur beschriebenen Anfälligkeit des konventionellen Röntgens gegenüber Fehlrotationen des Präparats im Strahlengang [30;69;127] wurde nachgegangen. Ferner wurden die Auswirkungen einer fehlerhaften Ausrichtung quantifiziert und die Kausalität mathematisch dargestellt, um auch aus fehlrotierten Röntgenaufnahmen valide Werte für den Tibial Slope ermitteln zu können.

Die praktische Anwendbarkeit der neu gewonnenen theoretischen Kenntnisse sollte mittels eines Prototyps durch Kombination von konventionellem Röntgen mit einem computergestützten Lage-Ortungs-System nachgewiesen und evaluiert werden.

4.2 Präparate und Tibial Slope

In der vorliegenden Arbeit wurde ausschließlich mit Humanpräparaten gearbeitet, da in-vivo-Messungen aufgrund der zu erwartenden Strahlenbelastung (pro Präparat ein Dünnschicht-CT und ca. 20 Röntgenaufnahmen) sowie der fehlenden Möglichkeit der Durchführung einiger Messungen (z. B. Kipptisch-Versuch) nicht mit dem Konzept der Studie vereinbar gewesen wären.

Eingeschlossen wurden lediglich Präparate, die keine Hinweise auf vorhandene Krankheiten oder axiale Fehlstellungen aufwiesen. Bei früheren Frakturen oder vorhandenen Implantaten im Bereich des Tibiakopfes wären Veränderungen in der Bildgebung zu erwarten. Auch finden sich in der Literatur Hinweise auf die erschwerte Bestimmbarkeit des Tibial Slope bei deutlichen arthrotischen Veränderungen [14;50;140], sodass die Übertragbarkeit aller vorliegenden Ergebnisse auf pathologisch veränderte Knie separat zu prüfen wäre.

Die gemessenen Tibial-Slope-Werte bewegten sich im Rahmen früherer Studien mit vergleichbaren Methoden [14;54;69;83;140]. Eine direkte Übertragbarkeit der Werte auf das kontralaterale Knie zeigte sich weder in den Ergebnissen von Brazier et al. [8] noch bei jenen der vorliegenden Arbeit. In mehreren Studien wurden unabhängig von der verwendeten Methode der Bildgebung oder der Referenzachse deutliche interindividuelle Unterschiede zwischen dem Tibial Slope des medialen und lateralen Tibiaplateaus beschrieben [14;46;50;59;62;69;72;89;118;140;141]. Diese Differenzen zeigten sich auch in den Ergebnissen der vorliegenden Studie. Weshalb trotz dieser allgemein bekannten Unterschiede einige große aktuelle Studien nicht zwischen medialem und lateralem Tibial Slope differenzieren, ist fraglich [26;41;54]. In der Literatur finden sich keine Hinweise, ob die medio-laterale Differenz zwischen kontralateralen Knien vergleichbar ist. Der praktische Nutzen eines solchen Zusammenhangs wäre beispielsweise bei der Rekonstruktion eines medialen oder lateralen Tibiaplateaus in Kenntnis der anderen drei Tibial-Slope-Werte denkbar. Eine separate Studie mit deutlich mehr Kniepaaren könnte hier neue Erkenntnisse bringen.

In der Literatur wurden deutliche ethnische Unterschiede in Bezug auf die anatomischen Eigenschaften der Tibiae beschrieben [14;51;54;83;140]. Die hier ermittelten Werte zur Bestimmung eines ethnischen Durchschnittswerts heranzuziehen, war nicht möglich, da lediglich die Nationalität, nicht jedoch die ethnische Abstammung der zur Verfügung gestandenen Knie bekannt war. Ebenso sollte beachtet werden, dass angesichts der Anzahl der verfügbaren Knie (N = 14) Rückschlüsse der gemessenen Tibial-Slope-Werte auf die Normalbevölkerung unangemessen scheinen.

4.3 Vergleich verschiedener Referenzachsen

Aufgrund des fehlenden Standards zur Bestimmung des Tibial Slope unter Verwendung unterschiedlicher Referenzachsen variierte der Mittelwert zwischen unterschiedlichen Studien von 4° bis 14° [38;59;93]. Matsuda et al. [83] und Holme et al. [56] bildeten zur Bestimmung die gesamte Tibia vom Sprunggelenk bis zum Tibiaplateau ab, da diese die genaueste Bestimmung der longitudinalen Achse ermöglichen soll. Diese Methode ist unter den Gesichtspunkten des klinischen Alltags zur Bildgebung wenig praktikabel und geht zudem bei Röntgen- und CT-Aufnahmen mit deutlich höheren effektiven Strahlendosen einher. In der vorliegenden Arbeit wurden daher vorrangig proximale Abschnitte der Tibia untersucht und die TPAA (tibial proximal anatomical axis) als Referenzachse verwendet. Diese weist bei postulierter Lateralität der Aufnahme mit einer durchschnittlichen Abweichung von -0.2° die höchste Parallelität zur mechanischen Achse (MA) auf [8;50;140].

Der verwendete TPAA-Wert wurde von Brazier et al. in einer Studie mit 83 gesunden Knien mittels konventionellen Röntgens mit fünf weiteren Referenzachsen auf Tauglichkeit zur Bestimmung des Tibial Slope untersucht. Die dort verglichenen Referenzachsen zeigten unterschiedliche Abhängigkeiten von morphometrischen Variablen, Alter, Gewicht und Größe. Unter den proximalen Achsen habe der TPAA-Wert die höchste Korrelation ($R = 0,92$) gegenüber dem MA-Wert und die geringste Anfälligkeit gegenüber morphologischer Variabilität gezeigt [8].

Die hier ermittelten deutlichen Abweichungen von ATC, PTC und TPAA sowie deren hohe Korrelation bestätigen die Ergebnisse von Brazier et al. [8], Han et al. [50] und Yoo et al. [140]. Die Unterschiede zwischen den Referenzachsen lassen sich durch eine nicht vorhandene Parallelität zwischen anteriorer und posteriorer Corticalis der Tibia erklären.

Auffällig waren vergleichsweise hohe Standardabweichungen und Standardfehler des Mittelwerts von ATC und PTC. Auch das entsprechende Streudiagramm (Abb. 24) legt eine größere Streuung von ATC und PTC gegenüber TPAA und MPA nahe. Brazier et al. erklären diese zumindest in Bezug auf ATC durch eine höhere anatomische Variabilität [8].

Da eine direkte Bestimmung des TPAA, beispielsweise bei der manuellen Vermessung von Knochen, nicht möglich ist, wurde zur besseren Vergleichbarkeit unterschiedlicher Methoden ein neuer, anhand mehrerer Referenzachsen berechneter Tibial-Slope-Wert (MPA) eingeführt und zusammen mit anderen Referenzwerten auf Verwendbarkeit geprüft. Das zu erwartende Fehlen statistisch signifikanter ($p < 0,05$) Differenzen zwischen MPA und TPAA konnte bestätigt werden. Die gleichzeitig bestehende statistisch hoch signifikante ($p < 0,001$) hohe Korrelation beider Werte erklärt sich aus deren Gemeinsamkeit, jeweils aus ATC und

PTC gemittelt worden zu sein. Geringe Abweichungen könnten in den unterschiedlichen Methoden der Herleitung begründet liegen. Denkbar wären beispielsweise Fehler bei der geometrischen Konstruktion von TPAA. Insgesamt deuten die Daten der vorliegenden Arbeit darauf hin, dass sowohl die Methoden zur Bestimmung von TPPA als auch MPA verlässliche und reproduzierbare Werte liefern. Ob und inwieweit deshalb der TPAA eine denkbare höhere Interobserver-Variabilität aufweist als der MPA, müsste separat untersucht werden.

4.4 Vergleich bildgebender Verfahren

Auch wenn im Rahmen dieser Arbeit eine hochentwickelte radiologische Ausrüstung zum Einsatz kam, wäre zur Bestimmung des Tibial Slope Geräte einer älteren Generation, beispielsweise 1,5-Tesla-MRT und 32-Schicht-CT, ausreichend gewesen, um exakte und verlässliche Werte zu liefern [127]. Die verwendete Ausrüstung wurde gewählt, um die gewonnenen Bilddaten auch für weitere Studien, beispielsweise zur Analyse des Gelenkknorpels, zu nutzen.

In der vorliegenden Studie wurde zum Vergleich bildgebender Verfahren die Computertomografie als Referenzmethode gewählt, da sie sich in mehreren Studien als geeignet zeigte [50;72;93] und ihr für die Bestimmung des Tibial Slope in der Literatur eine hohe Reliabilität zugesprochen wurde [56;69;143]. Bei der Computertomografie kann methodisch kein projektionsbedingter Abbildungsfehler am frei rotierbaren dreidimensionalen Datenblock entstehen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie stützen diese Vorteile. So zeigten sich die erhobenen Werte gleich jenen der manuellen Vermessung am mazerierten Knochen. Zum Vergleich von CT und manueller Knochenvermessung fanden sich keine anderen Studien, jedoch wird die manuelle Knochenvermessung in der Literatur als verlässlich angesehen [59].

Die mittels MRT erhobenen Daten zeigten eine hohe Korrelation zur Referenzmethode sowie eine hohe Reliabilität bei der Bestimmung des Tibial Slope. Lustig et al. bestätigten in aktuellen Studien, dass die MRT auch im klinischen Alltag eine gut einzusetzende und verlässliche Methode sei [59;79;80].

Hudek et al. [59] schränkten ein, dass zur validen Erhebung des Tibial Slope in der MRT die dargestellten Schnittebenen exakt ausgerichtet sein müssten. Da diese Ausrichtung vor Anfertigung der Aufnahmen manuell durch Abschätzung des Bedieners erfolgen musste, ergab sich hier eine mögliche Fehlerquelle, der nicht weiter nachgegangen wurde [59]. Weil in der vorliegenden Arbeit mit Leichenknien gearbeitet wurde, konnte bei Anfertigung der MRT-Aufnahmen beliebig oft manuell nachkorrigiert werden, um die erforderliche Parallelität

und somit die bestmögliche Bildgebung zu erreichen. Für die MRT wurde ein rund fünfmal höherer finanzieller und zeitlicher Aufwand als für konventionelles Röntgen angegeben [59], was die MRT im Klinikalltag zur isolierten Fragestellung nach dem Tibial Slope nicht als die Methode der Wahl erscheinen lässt [72].

Unter den verglichenen Methoden bietet alleine die MRT die Möglichkeit suffizienter Darstellung der Weichteile. Während in der vorliegenden Arbeit lediglich der „knöchernen“ Tibial Slope untersucht wurde, finden sich in der Literatur Untersuchungen über die biomechanische Bedeutsamkeit des „meniscal slope“, eines funktionellen Tibial-Slope-Werts, der sich aus dem Zusammenspiel des knöchernen Tibial Slope, des Gelenkknorpels und der Menisken erklärt [62;80]. Einige Autoren schlagen gerade bei Umstellungsosteotomien die prä- und postoperative Erhebung von knöchernem und „meniscal slope“ vor [79;80;103]. Jenny et al. dagegen kommen in den zwei einzigen vergleichenden Studien zu diesem Thema zu dem Schluss, dass der meniskeale gegenüber dem knöchernen Tibial Slope eine untergeordnete Rolle hinsichtlich Biomechanik spielt [62;65].

Hudek et al. [59] berichten von einer systematischen Differenz zwischen dem in der MRT und in lateralen Röntgenaufnahmen gemessenen Tibial Slope, die mittels einer Formel („lateral radiograph = MRI* 0.88 + 4.3 with $r^2 = 0.60$ “) quantifizierbar sei. In der aktuellen Studie konnte dieser Zusammenhang weder anhand der einzelnen Wertepaare, Minima oder Maxima noch mit den arithmetischen Mittelwerten bestätigt werden. Im Vergleich der beiden Methoden wurde für konventionelles Röntgen eine bessere Reproduzierbarkeit als für die MRT angegeben [59].

Konventionelles Röntgen zur Bestimmung des Tibial Slope ist eine komfortable und daher auch in der klinischen Routine bequem durchführbare Methode [69]. Daher verwundert es nicht, dass diese Methode auch in der Literatur am häufigsten Anwendung findet [8;14;19;20;26;54;55;59;62;69;103;140]. Im Vergleich mit der als verlässlich angesehenen Vermessung am anatomischen Präparat wurde die Zuverlässigkeit des konventionellen Röntgens durch Grierson et al. bestätigt [45].

Als nachteilig bei der Bestimmung im konventionellen Röntgen wurde die hohe Abhängigkeit von der Erfahrung des Untersuchers angeführt [12]. Schwierigkeiten bestehen nicht nur bei der Bestimmung der tibialen anatomischen Schaftachse, sondern auch bei der sicheren Identifikation durch eine überlagernde Projektion von medialem und lateralem Tibiaplateau in exakt seitlichen Röntgenaufnahmen [38;61;62;64;69]. Zur in-vivo-Lösung dieses Problems fanden sich in der Literatur keine suffizienten Vorschläge.

Eine Möglichkeit, die beiden Tibiaplateaus besser differenzieren zu können, böte eine gezielte axiale Fehlrotation des Knies im Strahlengang. Eine solche Fehlrotation kann auch bei Ausrichtungsfehlern durch das Personal oder konstitutionsbedingte Schwierigkeiten (z. B. Adipositas, Voroperationen) auftreten, bedingt jedoch eine nicht unerhebliche Verfälschung des gemessenen Tibial-Slope-Werts in Abhängigkeit vom Ausmaß der Fehlrotation [69;127].

Bereits 1989 beschrieben Ewald et al. [30] die Problematik der erforderlichen exakten Positionierung und Ausrichtung des Knies und schlugen zur Reduzierung dieser Fehlerquellen die Anfertigung multipler Reihen von Röntgenaufnahmen mit folgender Auswahl der repräsentativsten Aufnahmen vor. Unter klinischen Gesichtspunkten scheint eine solche Methodik wegen des erhöhten Zeitaufwands sowie aus Gründen der Strahlenhygiene ungeeignet.

Kessler et al. [69] berichteten 2003 über Messfehler des Tibial Slope von bis zu 8° , bei einer axialen Rotationsverkipfung bereits unter 5° . Mittels konventionellen Röntgens erhobene Werte seien daher nicht akzeptabel und verböten eine wissenschaftliche und klinische Schlussfolgerung, wenn eine Rotationsverkipfung nicht sicher ausgeschlossen werden könne. Eine derart ausgeprägte Auswirkung geringer Fehlausrichtung ließ sich anhand der hier erhobenen Messwerte nicht bestätigen. Ferner scheint ein solch hohes Ausmaß aufgrund geometrischer Grundsätze nicht plausibel und konnte auch nicht durch die vorgestellte Formel erklärt werden. Bei Betrachtung der Ergebnisse von Kessler et al. fällt auf, dass die gemessenen Werte der lat. Kondylenebene mit zunehmender Innenrotation zunächst bis 5° Fehlrotation zunehmen, dann abfallen, um ab 10° Fehlrotation annähernd linear anzusteigen. Ein solcher zwischenzeitlicher Einbruch ließe sich beispielsweise durch eine Diskrepanz zwischen angenommener und tatsächlicher Nullrotation erklären. Gegen diese These spricht jedoch der Anstieg der gemessenen Werte bei Rotationswerten von 0° auf $2,5^\circ$ bzw. 5° . Auch Auffälligkeiten bei den Messwerten der lateralen Sklerosierungszone, namentlich gleichbleibende Werte über die ersten vier Rotationsstufen, dann Anstieg und bei weiterer Rotation ein Abfallen des gemessenen Werts, stehen im Widerspruch zu den geometrisch zu erwartenden Werten und den Messungen dieser Arbeit. Eine mögliche Ursache könnten die unterschiedlichen verwendeten Referenzachsen (hier MPA, Kessler et al.: MA) sein, beispielsweise aufgrund veränderter Projektion im distalen Tibiabereich wie einer rotationsbedingt verschmälerten Darstellung des medialen Malleolus. Zudem könnten bei der geringen Anzahl der von Kessler et al. verwendeten Knie ($N = 6$) auch vereinzelt aufgetretene Messfehler stärker ins Gewicht gefallen sein. Betrachtet man alle vier von Kessler et al. erstellten Graphen (Abb. 4, [69]), so zeigt sich mit erhöhter Innenrotation neben der zu erwartenden Zunahme des gemessenen Tibial Slope auch eine Steigerung der

Zunahme selbst. Diese Ergebnisse von Kessler et al. ließen sich durch die neue These der hier vorliegenden Arbeit erklären.

In einer 2010 von Holme et al. [56] veröffentlichten Arbeit wurde konventionelles Röntgen mit der CT verglichen. Zwar habe das Röntgen deutliche Nachteile bei der Bestimmung einiger Werte (bspw. von Varus-/Valgusfehlstellung), doch bei der Bestimmung des Tibial Slope wurden die methodische Reliabilität und die Interobserver-Reliabilität jeweils als sehr verlässlich beschrieben. Holme et al. berichteten auch von einer tendenziellen Unterschätzung des Tibial Slope im Röntgen, was sich jedoch weder in anderen Studien noch in der vorliegenden Arbeit bestätigen ließ. Sie verwendeten auf Film ausgedruckte Röntgenbilder, auf denen manuell Referenzlinien eingezeichnet und anschließend mit einem Goniometer vermessen wurden. Dagegen wurde in der vorliegenden Arbeit das digitale Röntgenbild direkt im PACS-System vermessen, was zwei manuelle Übertragungsfehler eliminiert.

Warum trotz der vor Jahren veröffentlichten und bisher nicht widerlegten Daten aktuelle Studien mit mehreren hundert Patienten weiterhin nicht auf die bekannte Problematik einer Fehlpositionierung oder Fehlrotation eingehen [20;26;59;84] oder zwischen den beiden Tibiaplateaus differenzieren [26;41;54], bleibt zu hinterfragen.

Insgesamt fanden sich in der Literatur nur wenige direkte Vergleiche der unterschiedlichen beschriebenen bildgebenden Methoden. Tendenziell findet sich jedoch ein Tenor, der die CT gegenüber konventionellem Röntgen und der MRT für die Messung des Tibial Slope als einfacher zu erlernen, schneller in der Durchführung und teilweise auch als verlässlicher beschreibt [56;69;72].

4.5 Prototyp

Zur Lösung der beschriebenen Probleme, d. h. der durch ungenaue Positionierung oder Ausrichtung der Tibia verursachten Fehlmessungen des Tibial Slope in der Projektionsradiografie, wurde ein Lage-Ortungs-System entwickelt. Während im operativen Bereich Computernavigationssysteme zunehmend Verwendung finden [15;23;28;42;48;73;91;113;128;132;139], gibt es in der Diagnostik nur wenige in der Literatur beschriebene Anwendungen [70;81;88;136]. Das hier vorgestellte System funktioniert auf einem ähnlichen optischen Prinzip wie einige bereits in operativen Eingriffen am Patienten eingesetzte Computernavigationssysteme [48;73;113;132;139]. So ermöglicht die neue Methode eine kontaktfreie Lagebestimmung des zu untersuchenden Knies im Raum in Echtzeit sowie anhand dieser Daten eine Rückrechnung von einem fehlprojizierten Tibial Slope auf den wahren Wert.

4.5.1 Verwendete Hardware

Die Auswahl der verwendeten Komponenten erfolgte unter den Aspekten geringer Anschaffungskosten, ausreichender Präzision und einfacher kommerzieller Verfügbarkeit auf dem Stand der Technik während der Entwicklungsphase des Prototyps in 2008.

In der Planungsphase des Prototyps galt es zunächst, ein geeignetes Lage-Ortungs-System zu wählen. In der Literatur finden sich inerte (mittels Accelerometer und Gyroskopen durchgeführte), mechanische, magnetische, elektromagnetische, akustische und optische Tracking-Verfahren [16;22;37;138]. Unter den genannten Methoden wird den optischen und elektromagnetischen Verfahren die höchste Validität und Reliabilität zugeschrieben [37]. Um mögliche Interferenzen eines elektromagnetischen Tracking-Systems mit ionisierender Strahlung von Röntgen oder CT zu vermeiden, wurde für die vorliegende Arbeit ein optisches Konzept zugrunde gelegt. Um die optische Störanfälligkeit gegenüber normalen Lichtquellen zu verringern, wurde als zu verwendendes Frequenzspektrum der Infrarotbereich gewählt.

Unter allen genannten Prämissen war die Wii-Fernbedienung („Wiimote“; Nintendo Co. Ltd., Kyoto, Japan) die geeignetste Wahl: An der Vorderseite ist ein IR-durchlässiger Filter mit einem Transmissionsmaximum von 940 nm, dahinter eine monochrome Kamera basierend auf einem Bildprozessor mit einer Abtastrate von 100 Bildern/Sekunde und einer örtlichen Auflösung von 1024 x 768 Bildpunkten [75;135].

Modrono et al. [88] setzten eine Wiimote zur Verfolgung eindimensionaler (1D) Handbewegungen während einer MRT-Untersuchung ein. Zur Überprüfung der Genauigkeit des neuen Systems verglichen sie es mit Polhemus Fastrak (Colchester, VT, USA), einem

kommerziell erhältlichen Echtzeit-Tracking-System auf magnetischer Basis. Die Referenzmethode besitzt eine Abtastrate von 60 Hz, eine Genauigkeit von 0,76 mm für x-, y- und z-Position sowie $0,15^\circ$ für die Ausrichtung. Im Vergleich zum kommerziellen medizintechnischen Gerät lieferte das neue System eine durchschnittliche Abweichung von 0,67 mm (STD = 3,54) mit einer hohen statistischen Korrelation ($R = 0,999$, $p < 0,001$).

Lee et al. [75] beschrieben bereits die Eignung der Wiimote für zweidimensionales (2D) Tracking und postulierten die Möglichkeit dreidimensionaler (3D) Anwendungen bei Verwendung von zwei Wiimotes. Stereoskopische Verfahren erleichtern bei optischem Tracking oft die Erkennung, da das Objekt aus der Triangulation der beiden (oder mehreren) Kamerapositionen erfasst werden kann [16;22;75;138]. Ferner verringern mehrere Kameras die Wahrscheinlichkeit, dass das verfolgte Objekt den Blick auf einen der Markerpunkte verdeckt [37;75]. Daher wurde in der vorliegenden Arbeit bereits in einer frühen Planungsphase mit zwei unterschiedlich positionierten Kameras gearbeitet.

Frohnmayr et al. [34] untersuchten 2010 die räumliche Genauigkeit eines modifizierten 3D-Tracking-Verfahrens basierend auf nur einer Wiimote und erkannten bei einer Entfernung von 61 cm vom verfolgten Objekt eine Genauigkeit von 1,6 mm. Auch die Überprüfung der zeitlichen Auflösung zeigte keine messbaren Unterschiede zur etablierten Referenzmethode („A.R.T.-System“), weshalb die Wiimote für optische Tracking-Verfahren als geeignet eingestuft wurde.

Kim et al. [70] stellten im März 2012 einen Prototyp zur Verfolgung von Kopfhaltung und -bewegungen unter Verwendung zweier Wiimotes vor. In ihrer Arbeit evaluierten sie den von ihnen gebauten Prototyp anhand der etablierten Referenzmethode des „CROM“ (Cervical Range of Motion; Performance Attainment Associates, St. Paul, MN) und bestätigten der neuen Methode eine sehr gute Validität und Reliabilität. Dieser Prototyp von Kim et al. besaß eine ähnliche Bauweise wie der in der vorliegenden Arbeit und wies eine hohe Genauigkeit von 1 mm bei einer Abtastrate von 30 Hz auf.

4.5.2 Einschränkungen des Prototypen

Wie bei allen optischen Systemen ergibt sich auch bei optischen Tracking-Verfahren das Problem der Aberrationen. Aufgrund solcher Abbildungsfehler können beispielsweise Geraden als gekrümmt abgebildet werden [16;138], was folglich die Genauigkeit der Systeme herabsetzt. Da sich in der Literatur ausreichend Belege für die Präzision und Validität der Wiimote finden [34;70;75;88] und auch in der vorliegenden Arbeit wahrer und berechneter Wert statistisch hoch signifikant korrelierten ($R = 0,993$, $p < 0,001$), wurde auf weitere Untersuchungen der Aberration durch die verbauten Linsen verzichtet. Vor einem

klinischen Einsatz am Patienten sollte das vorliegende System genauer auf Art und Ausprägung von Abbildungsfehlern untersucht werden.

In den Versuchen kamen teilweise aktive Marker aus LEDs zum Einsatz. Da diese mit Strom versorgt werden müssen, stellt sich in der Praxis entweder das Problem der Verkabelung oder eines höheren Gewichts, beispielsweise durch Batterien. Zur Umgehung dieser Problematik kamen auch passive Marker mit aufgebrachter reflektierender Folie zum Einsatz. Das sphärische Verkleben stellte sich als sehr aufwendig und schwierig umsetzbar heraus, die resultierende Oberfläche wies Unebenheiten auf. Industriell gefertigte passive Marker finden mittlerweile in operativen Computernavigationssystemen Einsatz [3;7;133] und könnten auch auf das vorgestellte System übertragen werden.

Kim et al. [70] berichteten über drei Einschränkungen ihres Prototyps zur Verfolgung von Kopfhaltung und -bewegungen:

1. Da die zwei verwendeten Kameras parallel und in einem geringen Abstand frontal vor dem zu verfolgenden Objekt angebracht waren, gerieten die LEDs bei Rotationen über 40° außer Sicht, sodass keine weitere Verfolgung möglich war.
2. Auch kam es aufgrund der hohen Abtastrate von 30 Hz zu relativ vielen Bewegungsartefakten.
3. Im Vergleich zur Referenzmethode erfordert das neue System eine vorherige Kalibrierung des 3D-Raums.

Bei der Entwicklung des vorliegenden Prototyps konnten die von Kim et al. beschriebenen Probleme bestätigt werden. Um eine größere perspektivische Abdeckung zu erreichen, wurden die Kameras konvergierend in einem 90° -Winkel zueinander platziert [16]. Diese Positionierung ist bei der aktuellen Software obligat, andere Anordnungen bedürften Änderungen des Quellcodes. Bei der Validierung am Phantom wurden lediglich Rotationen von maximal $\pm 30^\circ$ je Raumachse überprüft. Beim klinischen Fall am Patienten sollte dieses Intervall von 60° ausreichend sein. Vor einem möglichen klinischen Einsatz des entwickelten Systems sollte dennoch auch die Präzision für Fehlrotationen $\omega > 30^\circ$ geprüft werden. Da in der vorliegenden Arbeit nicht mit Patienten gearbeitet wurde, fielen die Bewegungsartefakte lediglich bei Positionierung des verfolgten Objekts in Form einer „zitternden“ Visualisierung auf. Durch eine simple „wait“-Routine in der Software kann hier die native Abtastrate von 100 Hz beliebig reduziert werden. Die notwendige Einstellung des 3D-Raums wurde im vorliegenden Prototyp mit einer in die Software implementierten Kalibrierungs-Routine

gelöst. Eine Rekalibrierung ist erst notwendig, wenn das System komplett ausgeschaltet oder die Ausrichtung bzw. Position der Kameras verändert wurde.

Die Präzisionsprüfung des Prototyps wurde am Phantom lediglich anhand von Tibial-Slope-Werten zwischen 5° und 15° durchgeführt. Zwar deckt sich dieser Bereich ebenso mit den verwendeten Präparaten wie mit den in der Literatur für den Tibial Slope angegeben Werten [14;38;54;59;69;83;140], dennoch stellt der bisher ungeprüfte Bereich zwischen < 5° und > 15° eine Einschränkung der vorliegenden Arbeit dar.

4.5.3 Problem der Null-Lage

Ein funktionierendes Echtzeit-Navigationssystem setzte eine genaue Abstimmung von virtuellem und echtem Koordinatensystem voraus [18]. Wäre beispielsweise im vorliegenden Fall ein Knie bei Registrierung am Navigationssystem bereits fehlerhaft ausgerichtet, würde diese fehlerhafte Ausrichtung bei jeder später durchgeführten Messung verfälschte Werte liefern. Im Rahmen der Testreihe des Prototyps hatte das Phantom eine ebene Auflagefläche, die problemlos eine korrekte Registrierung der Null-Lage ermöglichte. Beim Einsatz am Patienten müsste zunächst die Marker-Geometrie am Patienten angebracht werden. Nicht invasiv wären verschiedene Lösungen denkbar, wie beispielsweise bei der Vorrichtung zur Bestimmung des Sprunggelenkszentrums beim Navigationssystem OrthoPilot (B. Braun Melsungen AG, Deutschland) [3]. Eine Registrierung anatomischer Landmarken mit einem Verfahren ähnlich dem von Hemming et al. [49] oder wie in kommerziellen OP-Navigationssystemen angewendete Zeigevorrichtungen [3;7;133] würden die notwendige Abstimmung von virtuellem und echtem Koordinatensystem ermöglichen.

Eine weitere Lösung des Problems der erschwerten Bestimmung der Null-Lage wäre durch Anfertigung zweier (oder mehrerer) Röntgenaufnahmen in unterschiedlichen Ausrichtungen denkbar. Ähnlich dem stereoskopischen Sehen lassen sich durch unterschiedliche Ansichten desselben Objekts neben den planaren auch Informationen zur dritten Dimension abbilden [39;105;106;123]. Für die exakte Bestimmung von Strecken oder Winkeln ist die Kenntnis der Ausrichtungen der beiden Ebenen zueinander notwendig [105], was beispielsweise Swift et al. [123] durch eine definierte Verschiebung des Objekts senkrecht zum Strahlengang gelöst haben. Gheno et al. [39] evaluierten 2012 dreidimensionale Messungen der unteren Extremitäten anhand eines biplanaren Röntgengeräts. Bei solchen Methoden lichten typischerweise zwei unterschiedlich ausgerichtete Strahlengänge ein im Konvergenzbereich befindliches Objekt ab [39;58;105]. Im Vergleich zur verwendeten Referenzmethode (3D-CT) konnten für stereoskopisches Röntgen verlässliche Messwerte für Strecken und Winkel sowie eine gute Interobserver-Übereinstimmung bestätigt werden [39].

Amiri et al. [2] stellten 2011 ein Konzept vor, bei dem ebenfalls mehrere Aufnahmen aus verschiedenen Positionen erzeugt wurden. Ein C-Bogen (*ein fahrbares Röntgengerät mit starrer Kopplung von Strahler u. Bildverstärker über dreh- und schwenkbaren C-förmigen Bogen für Durchleuchtung u. Röntgenaufnahmen in beliebigen Strahlengängen* [99]) wurde mit Infrarot-LEDs versehen, sodass ein optoelektrisches Tracking-System alle Bewegungen des C-Bogens mitverfolgen konnte. Das zu untersuchende Objekt lag hierbei starr, während sich der C-Bogen um das Objekt bewegte und mehrere planare Aufnahmen aus verschiedenen Positionen anfertigte. Über die Bewegungsdaten des Tracking-Systems konnten die verschiedenen Aufnahmen korrekt ihrer Raumposition zugeordnet werden. Bei der Messung von Strecken und Winkeln zeigte der Prototyp von Amiri et al. [2] hervorragende Genauigkeit und Verlässlichkeit. Ferner bestätigten sie am Humanpräparat die These, dass mit Zunahme des Winkels zwischen zwei Aufnahmen die Messgenauigkeit zunimmt.

Nicht nur bei der Realisierung von Amiri et al. [2], sondern auch beim Prototyp der vorliegenden Arbeit bewegt sich das zu untersuchende Objekt relativ zum Strahlengang. Der essenzielle Unterschied zwischen den beiden Konzepten ist lediglich das Bezugssystem, Objekt versus Strahlengang. Ein Vorteil der Umsetzung von Amiri et al. liegt darin, dass am Patienten keine Markerpunkte angebracht werden müssen. Dies funktioniert jedoch nur unter der Prämisse, dass sich der Patient während der Untersuchung absolut ruhig hält. Welches der beiden Konzepte im klinischen Alltag einfacher anzuwenden ist und verlässlichere Ergebnisse liefert, bleibt offen und bietet Potenzial für zukünftige Arbeiten.

4.5.4 Weiteres Optimierungspotenzial

Da bei dem vorliegenden Prototyp primär der Beleg der Machbarkeit der neuen Methode und deren Prüfung im Vordergrund standen, bietet jede der verwendeten Komponenten Optimierungspotenzial.

Im entwickelten Prototyp wurden zwei einfach zu beziehende, kostengünstige Kameras mit einer Auflösung von 1024 x 768 Bildpunkten und vorgegebenen optischen Eigenschaften verbaut. Mit mehreren und höher auflösenden Kameras würde die Positions-Lage-Bestimmung an Genauigkeit zunehmen und die maximale Entfernung zum untersuchten Objekt könnte erhöht werden [16].

Ein großer Schritt wäre sicherlich auch die direkte Kommunikation zwischen dem Tracking-System und dem verwendeten PACS. Ähnlich wie bereits Aufnahmedatum, Patientennamen, keV-Wert usw. könnten so im Datensatz der Projektionsradiografie zusammen mit den Bilddaten die Positions- und Lagedaten des untersuchten Objekts gespeichert werden. Die

Korrekturrechnung von fehlprojizierten Winkeln könnte direkt anhand des PACS geschehen, was gegenüber dem für diese Arbeit entwickelten Prototyp einen weiteren Arbeitsschritt einsparen würde.

Die im entwickelten Prototyp verwendeten Marker waren geometrisch in Form eines gleichschenkligen, rechtwinkligen Dreiecks angeordnet, also einer symmetrischen Geometrie. Durch Verwendung von Markergeometrien aus mehr als drei Punkten und asymmetrischer Anordnungen könnten mehrere Bewegungen auf einmal verfolgt sowie die Bilderkennung und Auswertung der IR-Kameras vereinfacht werden [3;16;133].

Die für den Prototyp geschriebene Software musste die einzelnen Marker von initialer Anmeldung bis zur abschließenden Messung kontinuierlich verfolgen. Bei Verlust des Sichtkontakts war ein neuerlicher Beginn der Messung notwendig. Im Klinikalltag wäre die Behinderung der freien Sichtlinie zwischen Kamera und Marker durchaus denkbar, sei es durch untersuchendes Personal oder den Patienten selbst. Die Software könnte entsprechend optimiert werden, um nach kurzer Signalunterbrechung die einzelnen Marker selbstständig wieder korrekt zuzuweisen [3;7;133].

5 Zusammenfassung

In der vorliegenden experimentellen Studie wurden verschiedene Referenzachsen und bildgebende Verfahren zur Bestimmung der tibialen Reklination (Tibial Slope) verglichen. Zudem wurde eine neue, computernavigierte Methode zur Bestimmung des Tibial Slope entwickelt und anhand eines Prototyps validiert.

Tibial-Slope-Werte, die unter Verwendung von lediglich einer einzigen anatomischen Referenz (PTC bzw. ATC, posteriore bzw. anteriore tibiale Corticalis) ermittelt wurden, wiesen eine erhöhte Anfälligkeit gegenüber Einflussfaktoren wie anatomischen Varianten oder Messfehlern auf. Für die geometrisch aus PTC und ATC gemittelte Referenzachse (TPAA) konnten eine hohe Validität und Reliabilität bestätigt werden. Der neu eingeführte, arithmetisch gemittelte Wert (MPA, Mittelwert aus posteriorer und anteriorer Corticalis) wies eine exzellente Korrelation zum etablierten TPAA-Wert auf. Im Gegensatz zu diesem konnte der neue MPA-Wert jedoch einfacher bestimmt sowie in zusätzlichen Szenarien angewandt werden.

Computer- und Kernspintomografie zeigten sich bei der exakten Bestimmung des Tibial Slope als ebenbürtig und wiesen identische Werte auf, z. B. bei der Vermessung der Knochen mittels digitalem Goniometer. In der MRT lassen sich zwar verlässliche Werte erheben, jedoch ist nach Anfertigung der Aufnahmen keine Korrektur der Aufnahmeebenen möglich. Um den exakten Tibial Slope anhand konventioneller Röntgenaufnahmen verlässlich ermitteln zu können, zeigte sich eine streng laterale Aufnahme als notwendig, die jedoch eine Diskriminierung von medialem und lateralem Tibial Slope erschwert. Unter der Voraussetzung der korrekten Ausrichtung wiesen selbst kurze Röntgenaufnahmen, wie diese von der Größe her im Klinikalltag Verwendung finden, eine exzellente Korrelation zu mittels Computertomografie erhobenen Tibial-Slope-Werten auf. Trotz vergleichbarer Reliabilität der gegenübergestellten konventionellen Methoden scheint die Computertomografie für den klinischen Alltag aufgrund der hohen Verfügbarkeit, einfachen Anwendbarkeit sowie der Möglichkeit des Einsatzes bei einem breiten Patientenspektrum als am geeignetsten.

Um der erschwerten exakten Ausrichtung im Klinikalltag Rechnung zu tragen, wurden im konventionellen Röntgen die Auswirkungen einer Fehlrotation des Präparats im Strahlengang auf den gemessenen Tibial Slope näher untersucht. Der nicht direkt proportionale Zusammenhang zwischen Fehlrotation und gemessenem Tibial Slope konnte erstmalig mit einer mathematischen Formel dargestellt werden. Im Wissen um den Grad der Fehlrotation gelang es anhand der Formel, den wahren Tibial-Slope-Wert zu errechnen.

Ein neu entwickelter Prototyp ermöglichte es, die dreidimensionale Lage und Position des Knies in Echtzeit im Strahlengang zu verfolgen und so die Fehlrotationen bei der Anfertigung von Röntgenaufnahmen zu ermitteln. Über eine grafische Benutzeroberfläche des Prototyps konnten alle Bewegungen der Tibia verfolgt und der am Röntgenbild gemessene, durch Fehlrotation verfälschte Wert korrigiert werden. Im Rahmen der Versuchsreihe ließen sich Funktionsfähigkeit, Genauigkeit und Verlässlichkeit von entwickelter Software und Prototyp validieren.

Die neue Methode ermöglichte unter praxisnahen Bedingungen eine Bestimmung des Tibial Slope im konventionellen Röntgen, deren Validität und Reliabilität bisher dreidimensionalen bildgebenden Verfahren vorbehalten waren.

6 Literaturverzeichnis

1. Agneskirchner, J. D., Hurschler, C., Stukenborg-Colsman, C., Imhoff, A. B., and Lobenhoffer, P. Effect of high tibial flexion osteotomy on cartilage pressure and joint kinematics: a biomechanical study in human cadaveric knees. Winner of the AGA-DonJoy Award 2004. 2004. 9: 575-584. PM:15480717
2. Amiri, S., Wilson, D. R., Masri, B. A., Sharma, G., and Anglin, C. A novel multi-planar radiography method for three dimensional pose reconstruction of the patellofemoral and tibiofemoral joints after arthroplasty. 2011. 9: 1757-1764. PM:21536291
3. B.Braun Melsungen AG. iOS App "Aesculap ® OrthoPilot ®". 2012. Version 1.6.3. <https://itunes.apple.com/de/app/aesculap-orthopilot/id415831643>
4. Balcarek, P., Terwey, A., Jung, K., Walde, T. A., Frosch, S., Schuttrumpf, J. P., Wachowski, M. M., Dathe, H., and Sturmer, K. M. Influence of tibial slope asymmetry on femoral rotation in patients with lateral patellar instability. 2012. PM:23096490
5. Bargren, J. H., Blaha, J. D., and Freeman, M. A. Alignment in total knee arthroplasty. Correlated biomechanical and clinical observations. 1983. 173: 178-183. PM:6825330
6. Bellemans, J., Robijns, F., Duerinckx, J., Banks, S., and Vandenuecker, H. The influence of tibial slope on maximal flexion after total knee arthroplasty. 2005. 3: 193-196. PM:15824934
7. Brainlab AG. Image-Guided Surgery Platforms. 2011. <http://www.brainlab.com/product/item/knee-navigation-application>
8. Brazier, J., Migaud, H., Gougeon, F., Cotten, A., Fontaine, C., and Duquenois, A. Evaluation des méthodes de mesure radiographique de la pente tibiale Analyse de 83 genoux témoins. 1996. 3: 195-200. PM:9005456
9. Brugmans, M. J., Buijs, W. C., Geleijns, J., and Lembrechts, J. Population exposure to diagnostic use of ionizing radiation in The Netherlands. 2002. 4: 500-509. PM:11908515

10. Busch, H. P. Digitale Projektionsradiographie, Teil 1: Grundlagen der digitalen Bildverarbeitung. 1991. 44: 329-335
11. Carnil, T. Winkelfunktionen am Einheitskreis. Wikipedia, Die freie Enzyklopädie. 2006.
http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Winkelfunktionen_Einheitskreis.svg
12. Caylor, K. B., Zumpano, C. A., Evans, L. M., and Moore, R. W. Intra- and interobserver measurement variability of tibial plateau slope from lateral radiographs in dogs. 2001. 3: 263-268. PM:11361119
13. Chae, D. J., Shetty, G. M., Lee, D. B., Choi, H. W., Han, S. B., and Nha, K. W. Tibial slope and patellar height after opening wedge high tibia osteotomy using autologous tricortical iliac bone graft. 2008. 2: 128-133. PM:18077170
14. Chiu, K. Y., Zhang, S. D., and Zhang, G. H. Posterior slope of tibial plateau in Chinese. 2000. 2: 224-227. PM:10708090
15. Clarke, J. V., Deakin, A. H., Nicol, A. C., and Picard, F. Measuring the positional accuracy of computer assisted surgical tracking systems. 2010. 1-3: 13-18. PM:20433317
16. Coulson S. Real Time Positioning and Motion Tracking for Simulated Clay Pigeon Shooting Environments. Master's thesis, Imperial College London. 2003.
<http://www3.imperial.ac.uk/pls/portallive/docs/1/18619748.PDF>
17. Cullu, E., Aydogdu, S., Alparslan, B., and Sur, H. Tibial slope changes following dome-type high tibial osteotomy. 2005. 1: 38-43. PM:15045163
18. Dang, H., Otake, Y., Schafer, S., Stayman, J. W., Kleinszig, G., and Siewerdsen, J. H. Robust methods for automatic image-to-world registration in cone-beam CT interventional guidance. 2012. 10: 6484-6498. PM:23039683
19. Davison, B. L. and Ostrum, R. F. Radiographic anatomy of the tibial plateau. 2002. 1 Suppl: 4-6. PM:12962242
20. de Kroon, K. E., Houterman, S., and Janssen, R. P. Leg alignment and tibial slope after minimal invasive total knee arthroplasty: a prospective, randomized

radiological study of intramedullary versus extramedullary tibial instrumentation. 2012. 4: 270-274. PM:21601462

21. de.wikipedia. Bluetooth. Wikipedia, Die freie Enzyklopädie. 2010.
<http://de.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>
22. de.wikipedia. Motion Capture. 2013. http://de.wikipedia.org/wiki/Motion_Capture
23. Degenhart, M. Computer-navigated ACL reconstruction with the OrthoPilot. 2004: 245-251. PM:15455333
24. Dössel, O. Bildgebende Verfahren in der Medizin. Von der Technik zur medizinischen Anwendung. Springer, Berlin, Heidelberg. 2000
25. Drake, R. L., Vogel, W., and Mitchell, A. W. M. Grays Anatomie für Studenten. Elsevier. 2007. 554: 566
26. Ducat, A., Sariali, E., Lebel, B., Mertl, P., Hernigou, P., Flecher, X., Zayni, R., Bonnin, M., Jalil, R., Amzallag, J., Rosset, P., Servien, E., Gaudot, F., Judet, T., and Catonne, Y. Posterior tibial slope changes after opening- and closing-wedge high tibial osteotomy: a comparative prospective multicenter study. 2012. 1: 68-74. PM:22244250
27. Eingartner, C. Current trends in total hip arthroplasty. 2007. 1: 8-14. PM:17514169
28. El, Masri F., Rammal, H., Ghanem, I., El, Hage S., El, Abiad R., Kharrat, K., and Dagher, F. Prothèse totale du genou assistée par ordinateur : Résultats préliminaires : à propos de 60 cas. 2008. 3: 261-267. PM:18456061
29. EoD. Compton scattering in diagram from. Wikipedia, Die freie Enzyklopädie. 2006.
http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Compton_scattering-de.svg
30. Ewald, F. C. The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. 1989. 248: 9-12. PM:2805502
31. Fehring, T. K., Odum, S., Griffin, W. L., Mason, J. B., and Nadaud, M. Early failures in total knee arthroplasty. 2001. 392: 315-318. PM:11716402
32. Feucht, M. J., Mauro, C. S., Brucker, P. U., Imhoff, A. B., and Hinterwimmer, S. The role of the tibial slope in sustaining and treating anterior cruciate ligament injuries. 2013. 1: 134-145. PM:22395233

33. Friedrich, C. R. 100 Jahre Röntgenstrahlen. Erster Nobelpreis für Physik. 1995. 26: 598-607
34. Frohnmayer J., Blach R., Gleue T., and Frangakis N. WiiRtrack - an evaluation of a low cost head tracking based on the Wiimote. 2010. http://spatial-interface.de/web_spatialinterface/idea/WiiTracking.pdf
35. Fujimoto, E., Sasashige, Y., Masuda, Y., Hisatome, T., Eguchi, A., Masuda, T., Sawa, M., and Nagata, Y. Significant effect of the posterior tibial slope and medial/lateral ligament balance on knee flexion in total knee arthroplasty. 2012. PM:22644073
36. Galano, G. J., Suero, E. M., Citak, M., Wickiewicz, T., and Pearle, A. D. Relationship of native tibial plateau anatomy with stability testing in the anterior cruciate ligament-deficient knee. 2012. 11: 2220-2224. PM:22205097
37. Gaspar F., Bastos R., and Sales Dias M. Accurate Infrared Tracking System for Immersive Virtual Environments. 2011: 49-73
38. Genin, P., Weill, G., and Julliard, R. [The tibial slope. Proposal for a measurement method]. 1993. 1: 27-33. PM:8483148
39. Gheno, R., Nectoux, E., Herbaux, B., Baldisserotto, M., Glock, L., Cotten, A., and Boutry, N. Three-dimensional measurements of the lower extremity in children and adolescents using a low-dose biplanar X-ray device. 2012. 4: 765-771. PM:22011904
40. Giffin, J. R., Stabile, K. J., Zantop, T., Vogrin, T. M., Woo, S. L., and Harner, C. D. Importance of tibial slope for stability of the posterior cruciate ligament deficient knee. 2007. 9: 1443-1449. PM:17641101
41. Giffin, J. R., Vogrin, T. M., Zantop, T., Woo, S. L., and Harner, C. D. Effects of increasing tibial slope on the biomechanics of the knee. 2004. 2: 376-382. PM:14977661
42. Goleski, P., Warkentine, B., Lo, D., Gyuricza, C., Kendoff, D., and Pearle, A. D. Reliability of Navigated Lower Limb Alignment in High Tibial Osteotomies. 2008. PM:18593844

43. Goretzki, G. Medizinische Strahlenkunde. Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Budapest. 1987
44. Göttinger, M., Müller, P., and Utzschneider, S. Verfahren und System zur Gewinnung dreidimensionaler Daten aus Projektionsverfahren (Schrift zur Erfindungsmeldung). 2008
45. Grierson, J., Sanders, M., Guitan, J., and Pead, M. Comparison of anatomical tibial plateau angle versus observer measurement from lateral radiographs in dogs. 2005. 4: 215-219. PM:16594389
46. Grunewald, J. Orthopädische Chirurgie. 1916. Die Beziehungen zwischen Form und Funktion der Tibia und Fibula des Menschen und einiger Menschenaffen: 675-780
47. Gumprecht, D., Hähnel, S., and Hahn, C. Orientierungshilfe für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen -. SSK des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit. 2006. 51: 1-120
48. Haaker, R. G., Wojciechowski, M., Patzer, P., Willburger, R. E., Senkal, M., and Engelhardt, M. [Minimally invasive unicondylar knee replacement with computer navigation]. 2006. 10: 1073-1079. PM:16969643
49. Hamming, N. M., Daly, M. J., Irish, J. C., and Siewerdsen, J. H. Automatic image-to-world registration based on x-ray projections in cone-beam CT-guided interventions. 2009. 5: 1800-1812. PM:19544799
50. Han, H. S., Chang, C. B., Seong, S. C., Lee, S., and Lee, M. C. Evaluation of anatomic references for tibial sagittal alignment in total knee arthroplasty. 2008. 4: 373-377. PM:18270685
51. Harvey, W. F., Niu, J., Zhang, Y., McCree, P. I., Felson, D. T., Nevitt, M. C., Xu, L., Aliabadi, P., and Hunter, D. J. Knee alignment differences between Chinese and Caucasians subjects without osteoarthritis. 2008. PM:18230630
52. Hashemi, J., Chandrashekar, N., Gill, B., Beynnon, B. D., Slauterbeck, J. R., Schutt, R. C., Jr., Mansouri, H., and Dabezies, E. The geometry of the tibial plateau and its influence on the biomechanics of the tibiofemoral joint. 2008. 12: 2724-2734. PM:19047719

53. Hernigou, P. and Deschamps, G. Posterior slope of the tibial implant and the outcome of unicompartmental knee arthroplasty. 2004. 3: 506-511. PM:14996875
54. Hofmann, A. A., Bachus, K. N., and Wyatt, R. W. Effect of the tibial cut on subsidence following total knee arthroplasty. 1991. 269: 63-69. PM:1864058
55. Hohmann, E., Bryant, A., Reaburn, P., and Tetsworth, K. Is there a correlation between posterior tibial slope and non-contact anterior cruciate ligament injuries? 2011: S109-S114. PM:21607739
56. Holme, T. J., Henckel, J., Cobb, J., and Hart, A. J. Quantification of the difference between 3D CT and plain radiograph for measurement of the position of medial unicompartmental knee replacements. 2011. 5: 300-305. PM:20926299
57. Hornak, J. P. The Basics of NMR. Rochester Institute of Technology. 2009. www.cis.rit.edu/htbooks/mri/
58. Hoshino, M., Uesugi, K., Pearson, J., Sonobe, T., Shirai, M., and Yagi, N. Development of an X-ray real-time stereo imaging technique using synchrotron radiation. 2011. Pt 4: 569-574. PM:21685673
59. Hudek, R., Schmutz, S., Regenfelder, F., Fuchs, B., and Koch, P. P. Novel measurement technique of the tibial slope on conventional MRI. 2009. 8: 2066-2072. PM:19190973
60. Jenny, J. Y. The effect of posterior tibial slope on range of motion after total knee arthroplasty. 2007. 5: 784. PM:17689796
61. Jenny, J. Y., Boeri, C., Ballonzoli, L., and Meyer, N. [Difficulties and reproducibility of radiological measurement of the proximal tibial axis according to Levigne]. 2005. 7: 658-663. PM:16327671
62. Jenny, J. Y., Rapp, E., and Kehr, P. [Proximal tibial meniscal slope: a comparison with the bone slope]. 1997. 5: 435-438. PM:9452795
63. Journey234. Erzeugung von Röntgenbremsstrahlung durch Abbremsung eines schnellen Elektrons in dem Coulombfeld eines Atomkerns (schematische

Darstellung). Wikipedia, Die freie Enzyklopädie. 2007.

<http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Bremsstrahlung.png>

64. Julliard, R., Genin, P., Weil, G., and Palmkrantz, P. [The median functional slope of the tibia. Principle. Technique of measurement. Value. Interest]. 1993. 8: 625-634. PM:7938808
65. Jung, K. A., Kim, S. J., Lee, S. C., Song, M. B., and Yoon, K. H. 'Fine-tuned' correction of tibial slope with a temporary external fixator in opening wedge high-tibial osteotomy. 2008. 3: 305-310. PM:18183371
66. Kak, A. C. and Stanley M. Principles of computerized tomographic imaging. IEEE Press, New York. 1988
67. Kalender, W. A., Vock, P., and Polacin, A. Spiral-CT: Eine neue Technik für Volumenaufnahmen. I. Grundlagen und Methodik. 1990. 43: 323-330
68. Kernozek, T. W., Ragan, R. J., Willson, J. D., Koehler, C. S., and Lopez, T. R. Variation of Anatomical and Physiological Parameters that Affect Estimates of ACL Loading During Drop Landing. 2012: 245-249. PM:22802919
69. Kessler, M. A., Burkart, A., Martinek, V., Beer, A., and Imhoff, A. B. [Development of a 3-dimensional method to determine the tibial slope with multislice-CT]. 2003. 2: 143-147. PM:12695949
70. Kim, J., Nam, K. W., Jang, I. G., Yang, H. K., Kim, K. G., and Hwang, J. M. Nintendo Wii remote controllers for head posture measurement: accuracy, validity, and reliability of the infrared optical head tracker. 2012. 3: 1388-1396. PM:22297495
71. Kim, K. H., Bin, S. I., and Kim, J. M. The Correlation between Posterior Tibial Slope and Maximal Angle of Flexion after Total Knee Arthroplasty. 2012. 3: 158-163. PM:22977793
72. Kuwano, T., Urabe, K., Miura, H., Nagamine, R., Matsuda, S., Satomura, M., Sasaki, T., Sakai, S., Honda, H., and Iwamoto, Y. Importance of the lateral anatomic tibial slope as a guide to the tibial cut in total knee arthroplasty in Japanese patients. 2005. 1: 42-47. PM:15666122

73. Kuzyk, P. R., Higgins, G. A., Tunggal, J. A., Sellan, M. E., Waddell, J. P., and Schemitsch, E. H. Computer navigation vs extramedullary guide for sagittal alignment of tibial components: radiographic study and meta-analysis. 2012. 4: 630-637. PM:21917415
74. Laubenberger, Th and Laubenberger, J. Technik der medizinischen Radiologie. Deutscher Ärzte-Verlag. 1999: 31-60
75. Lee J.C. Hacking the Nintendo Wii Remote. 2008. 7: 39-45
76. Lee, Y. S., Han, S. H., Jo, J., Kwak, K. S., Nha, K. W., and Kim, J. H. Comparison of 5 different methods for measuring stress radiographs to improve reproducibility during the evaluation of knee instability. 2011. 6: 1275-1281. PM:21350067
77. Lengerke, J. Das Kniegelenk. Lengerke, J. 2009. <http://www.lengerke.de/knie/>
78. Lissner, J. and Seiderer, M. Klinische Kernspintomographie. Enke, Stuttgart. 1987
79. Lustig, S., Fleury, C., Goy, D., Neyret, P., and Donell, S. T. The accuracy of acquisition of an imageless computer-assisted system and its implication for knee arthroplasty. 2010. PM:20060724
80. Lustig, S., Scholes, C. J., Costa, A. J., Coolican, M. J., and Parker, D. A. Different changes in slope between the medial and lateral tibial plateau after open-wedge high tibial osteotomy. 2013. 1: 32-38. PM:23052121
81. Mamorita, N., Iizuka, T., Takeuchi, A., Shirataka, M., and Ikeda, N. Development of a system for measurement and analysis of tremor using a three-axis accelerometer. 2009. 6: 589-594. PM:19893856
82. Matar, W. Y., Boscardiol, R., and Dervin, G. F. Open wedge high tibial osteotomy: a roentgenographic comparison of a horizontal and an oblique osteotomy on patellar height and sagittal tibial slope. 2009. 4: 735-742. PM:19218556
83. Matsuda, S., Miura, H., Nagamine, R., Urabe, K., Ikenoue, T., Okazaki, K., and Iwamoto, Y. Posterior tibial slope in the normal and varus knee. 1999. 3: 165-168. PM:10496466
84. McLean, S. G., Oh, Y. K., Palmer, M. L., Lucey, S. M., Lucarelli, D. G., Ashton-Miller, J. A., and Wojtys, E. M. The relationship between anterior tibial acceleration,

- tibial slope, and ACL strain during a simulated jump landing task. 2011. 14: 1310-1317. PM:21792497
85. McRobbie, D. W., Moore, E. A., Graves, M. J., and Prince, M. R. MRI from Picture to Proton. Cambridge University Press. 2002
86. Migaud, H., De Ladoucette, A., Dohin, B., Cloutier, J. M., Gougeon, F., and Duquenois, A. [Influence of the tibial slope on tibial translation and mobility of non-constrained total knee prosthesis]. 1996. 1: 7-13. PM:8762983
87. Milch, H. Schematischer Aufbau einer Röntgen-Röhre. Wikipedia, Die freie Enzyklopädie. 2008. <http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Roentgen-Roehre.svg>
88. Modrono, C., Rodriguez-Hernandez, A. F., Marcano, F., Navarrete, G., Burunat, E., Ferrer, M., Monserrat, R., and Gonzalez-Mora, J. L. A low cost fMRI-compatible tracking system using the Nintendo Wii remote. 2011. 2: 173-181. PM:21640136
89. Moller, J. T., Weeth, R. E., Keller, J. O., and Nielsen, S. Unicompartmental arthroplasty of the knee. Cadaver study of the importance of the anterior cruciate ligament. 1985. 2: 120-123. PM:4013697
90. Morneburg, H. Röntgen- und Gammastrahlung. Publicis MCD Verlag. 1995. 4: 84-108
91. Nam, D., Dy, C. J., Cross, M. B., Kang, M. N., and Mayman, D. J. Cadaveric results of an accelerometer based, extramedullary navigation system for the tibial resection in total knee arthroplasty. 2012. 5: 617-621. PM:22032868
92. Netter, F. H. Farbatlanten der Medizin. Thieme. 1992. <http://www.thieme.de/detailseiten/9783135246017.html>
93. Noyes, F. R., Goebel, S. X., and West, J. Opening wedge tibial osteotomy: the 3-triangle method to correct axial alignment and tibial slope. 2005. 3: 378-387. PM:15716253
94. Oestmann, J. W., Reichelt, S., Prokop, M., Schaefer, C., and Galanski, M. Digitale Projektionsradiographie. 1991. 31: 1-7

95. Ohnesorge, B., Flohr, T., and Schaller, S. Technische Grundlagen und Anwendungen der Mehrschicht-CT. 1999: 923-931
96. Papp, M., Szabo, L., Lazar, I., Takacs, I., Karolyi, Z., Nagy, G. G., and Vereb, G. Combined high tibial osteotomy decreases biomechanical changes radiologically detectable in the sagittal plane compared with closing-wedge osteotomy. 2009. 25: 355-364
97. Perditax. Emission spectrum of an old Cu X-ray tube. Wikipedia, Die freie Enzyklopädie. 2006.
http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Tube_Cu_LiF.PNG
98. Petrigliano, F. A., Suero, E. M., Voos, J. E., Pearle, A. D., and Allen, A. A. The effect of proximal tibial slope on dynamic stability testing of the posterior cruciate ligament- and posterolateral corner-deficient knee. 2012. 6: 1322-1328. PM:22427622
99. Pflegewiki. C-Bogen. 2011. <http://www.pflegewiki.de/wiki/C-Bogen>
100. Pollet, L., Malbecq, S., and Lootvoet, L. [Arthroplasty of the knee. Postoperative radiologic followup]. 1997. 5: 251-253. PM:9441176
101. Reinhardt, F. and Soeder, H. dtv-Atlas zur Mathematik, Band I, Grundlagen, Algebra und Geometrie. Deutscher Taschenbuch Verlag, München. 1982
102. Ritter, M. A., Faris, P. M., Keating, E. M., and Meding, J. B. Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. 1994. 299: 153-156. PM:8119010
103. Sariali, E. and Catonne, Y. Modification of tibial slope after medial opening wedge high tibial osteotomy: clinical study and mathematical modelling. 2009. 10: 1172-1177. PM:19183955
104. Scheibel, J. and Scheibel, R. Fotos digital - Basiswissen aktuell. vfv Verlag. 2007
105. Schwanecke U. Vom 2D-Röntgenbild zum 3D-Objekt. 2012. <http://www.mi.hs-rm.de/~schwan/Vortraege/2Dto3D.pdf>
106. Selvik, G. Roentgen stereophotogrammetric analysis. 1990. 2: 113-126. PM:2196921

107. Sharkey, P. F., Hozack, W. J., Rothman, R. H., Shastri, S., and Jacoby, S. M. Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today? 2002. 404: 7-13. PM:12439231
108. Shi, X., Shen, B., Kang, P., Yang, J., Zhou, Z., and Pei, F. The effect of posterior tibial slope on knee flexion in posterior-stabilized total knee arthroplasty. 2012. PM:22660964
109. Shultz, S. J. and Schmitz, R. J. Tibial plateau geometry influences lower extremity biomechanics during landing. 2012. 9: 2029-2036. PM:22837428
110. Siemens AG, Medical Solutions. *Computertomographie - Geschichte und Technologie*. 2006.
http://www.medical.siemens.com/siemens/de_DE/rq_marcom_FBAs/files/Patienteninformationen/CT_Geschichte_Technologie.pdf
111. Smith, H. C., Vacek, P., Johnson, R. J., Slaughterbeck, J. R., Hashemi, J., Shultz, S., and Beynon, B. D. Risk factors for anterior cruciate ligament injury: a review of the literature - part 1: neuromuscular and anatomic risk. 2012. 1: 69-78. PM:23016072
112. Sobotta, J. Atlas der Anatomie des Menschen. Urban & Fischer Bei Elsevier. 1973
113. Song, E. K., Seon, J. K., and Park, S. J. How to avoid unintended increase of posterior slope in navigation-assisted open-wedge high tibial osteotomy. 2007. 10 Suppl: S127-S131. PM:17983114
114. Sonnery-Cottet, B., Archbold, P., Cucurulo, T., Fayard, J. M., Bortolletto, J., Thaumat, M., Prost, T., and Chambat, P. The influence of the tibial slope and the size of the intercondylar notch on rupture of the anterior cruciate ligament. 2011. 11: 1475-1478. PM:22058297
115. Stark, D. D. Magnetic Resonance Imaging. Mosby-Year Book. 1992
116. Steinbrück, A., Milz, S., Woiczinski, M., Schröder, C., Utzschneider, S., Jansson, V., and Fottner, A. [Anatomy and biomechanics of the patellofemoral joint: physiological conditions and changes after total knee arthroplasty]. 2011. 10: 848, 850-2, 854. PM:21938492

117. Stijak, L., Blagojevic, Z., Kadija, M., Stankovic, G., Djulejic, V., Milovanovic, D., and Filipovic, B. [The role of the posterior tibial slope on rupture of the anterior cruciate ligament]. 2012. 10: 864-868. PM:23155607
118. Stijak, L., Herzog, R. F., and Schai, P. Is there an influence of the tibial slope of the lateral condyle on the ACL lesion? A case-control study. 2008. 2: 112-117. PM:18239948
119. Stulberg, S. D. How accurate is current TKR instrumentation? 2003. 416: 177-184. PM:14646759
120. Stulberg, S. D. How accurate is current TKR instrumentation? 2003. 416: 177-184. PM:14646759
121. Suero, E. M., Citak, M., Cross, M. B., Bosscher, M. R., Ranawat, A. S., and Pearle, A. D. Effects of tibial slope changes in the stability of fixed bearing medial unicompartmental arthroplasty in anterior cruciate ligament deficient knees. 2012. 4: 365-369. PM:21839639
122. Sutton, K. M. and Bullock, J. M. Anterior cruciate ligament rupture: differences between males and females. 2013. 1: 41-50. PM:23281470
123. Swift D.C. and Faris S.M. 3D stereoscopic X-ray system. 2005. US 6904122 B2.
<http://www.google.com/patents/US6904122>
124. Than, P., Kranicz, J., and Bellyei, A. [Surgical complications and their treatment options in total knee replacement]. 2002. 15: 771-777. PM:11979996
125. Thetawave. Modellhafte Veranschaulichung des Voxelgitters einer Volumengrafik. Wikipedia, Die freie Enzyklopädie. 2005.
<http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:Voxelgitter.png>
126. Thurn, P. and Bücheler, E. Einführung in die radiologische Diagnostik. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York. 1992: 7-33
127. Utzschneider, S., Goettinger, M., Weber, P., Horng, A., Glaser, C., Jansson, V., and Muller, P. E. Development and validation of a new method for the radiologic measurement of the tibial slope. 2011. 10: 1643-1648. PM:21298254

128. Valenzuela, G. A., Jacobson, N. A., Geist, D. J., Valenzuela, R. G., and Teitge, R. A. Implant and Limb Alignment Outcomes for Conventional and Navigated Unicompartmental Knee Arthroplasty. 2012. PM:23142438
129. von, Knoch F. and Malchau, H. Why do we need a national joint replacement registry in the United States? 2009. 10: 500-503. PM:20011738
130. Voos, J. E., Suero, E. M., Citak, M., Petrigliano, F. P., Bosscher, M. R., Citak, M., Wickiewicz, T. L., and Pearle, A. D. Effect of tibial slope on the stability of the anterior cruciate ligament-deficient knee. 2012. 8: 1626-1631. PM:22183736
131. Weber, P., Schroder, C., Utzschneider, S., Schmidutz, F., Jansson, V., and Muller, P. E. Reduziert ein erhöhter tibialer Slope den Abrieb bei unikondylären Schlittenprothesen? 2012. 4: 298-302. PM:22476420
132. Weber, P., Utzschneider, S., Sadoghi, P., Pietschmann, M. F., Ficklscherer, A., Jansson, V., and Muller, P. E. Navigation in minimally invasive unicompartmental knee arthroplasty has no advantage in comparison to a conventional minimally invasive implantation. 2012. 2: 281-288. PM:21983975
133. what-when-how. Surgical Navigation with the BrainLAB System (Stereotactic and Functional Neurosurgery). 2013. <http://what-when-how.com/stereotactic-and-functional-neurosurgery/surgical-navigation-with-the-brainlab-system-stereotactic-and-functional-neurosurgery/>
134. Whiteside, L. A. and Amador, D. D. The effect of posterior tibial slope on knee stability after Ortholoc total knee arthroplasty. 1988: S51-S57. PM:3199140
135. WiiBrew and Wiili. Wiimote. WiiBrew.org. 2010. <http://wiibrew.org/wiki/Wiimote>
136. Willoughby, T. R., Forbes, A. R., Buchholz, D., Langen, K. M., Wagner, T. H., Zeidan, O. A., Kupelian, P. A., and Meeks, S. L. Evaluation of an infrared camera and X-ray system using implanted fiducials in patients with lung tumors for gated radiation therapy. 2006. 2: 568-575. PM:16887290
137. Wordeman, S. C., Quatman, C. E., Kaeding, C. C., and Hewett, T. E. In vivo evidence for tibial plateau slope as a risk factor for anterior cruciate ligament injury: a systematic review and meta-analysis. 2012. 7: 1673-1681. PM:22539537

138. Yang Y. Design and Implementation of a Scalable Hardware Platform for High Speed Optical Trackingv; Rupert-Karls-Universitat, Heidelberg. 2012
139. Yim, J. H., Seon, J. K., and Song, E. K. Posterior Tibial Slope in Medial Opening-wedge High Tibial Osteotomy: 2-D Versus 3-D Navigation. 2012. 10 Suppl: 60-63. PM:23026255
140. Yoo, J. H., Chang, C. B., Shin, K. S., Seong, S. C., and Kim, T. K. Anatomical references to assess the posterior tibial slope in total knee arthroplasty: a comparison of 5 anatomical axes. 2008. 4: 586-592. PM:18514879
141. Yoshioka, Y., Siu, D. W., Scudamore, R. A., and Cooke, T. D. Tibial anatomy and functional axes. 1989. 1: 132-137. PM:2908904
142. Zeitler, E. Kernspintomographie. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln. 1984
143. Zhang, Y. W., Deng, H. Z., Zhu, H. B., Zhu, Y., and Zhu, J. M. Slope on proximal tibiofibular articular surface with 3-D reconstruction by 64-slice computed tomography on human. 2012. 2: 105-108. PM:22615156

7 Anhang

7.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Längsschnitt durch ein Kniegelenk mit <i>Os femoris (Fem)</i> , <i>Tibia (Tib)</i> , <i>Patella (Pat)</i> , <i>M. quadriceps femoris (M quad)</i> , <i>Lig. patellae (Lig pat)</i> , <i>Tuberositas tibiae (Tub tib)</i> , <i>Hoffa'schem Fettkörper (Hof)</i> , <i>Bursae praepatellaris (B pp)</i> und <i>infrapatellaris (B ip)</i> [77;92]	6
Abb. 2: Bandapparat des Kniegelenks mit <i>Lig. cruciatum ant. (Lca)</i> , <i>Lig. cruciatum post. (Lcp)</i> , <i>Lig. collaterale tibiale (L c tib)</i> , <i>Lig. collaterale fibulare (L c fib)</i> , <i>Meniscus med. (M m)</i> und <i>lat. (M l)</i> [77;92]	8
Abb. 3: <i>Posteriore Tibiareklination (posterior tibial slope, α)</i> : Winkel zwischen <i>Tibiaplateau (c)</i> und senkrecht zur <i>Longitudinalachse (a)</i> stehenden <i>Hilfslinie (b)</i>	9
Abb. 4: Schematischer Aufbau einer Röntgenröhre. Über eine Heizspule an der Kathode (K) angelegte Kathodenheizspannung (U_h) treten Elektronen aus. Diese werden in dem durch die Anodenspannung (U_a) erzeugten elektrischen Feld von Kathode (K) zu Anode (A) beschleunigt. An der Anode (A) entstehen Röntgenstrahlen (X) und Hitze, die von einer Wasserkühlung (C) abgeführt wird. Wasserzu- (W_{in}) bzw. -ablauf (W_{out}) [87].....	10
Abb. 5: Schematische Darstellung der Entstehung von Röntgen-bremsstrahlung (grün) durch Abbremsung von anfänglicher (E_1) auf finale (E_2) kinetische Energie eines Elektrons (-) in dem Coulombfeld eines Atomkerns (+). Die Energie des frei werdenden Photons (grün) mit der Frequenz (f) ist gleich der Differenz von $E_2 - E_1$. Das Plancksche Wirkungsquantum (h) ist eine Naturkonstante und dient der Beschreibung von Quantenphänomenen [63].....	11
Abb. 6: Spektrum einer Röntgenröhre mit Kupfer als Anodenmaterial. x-Achse: Frequenz. y-Achse: Intensität [97]	12
Abb. 7: Schematische Darstellung Compton-Streuung [29]	14
Abb. 8: Zentralprojektion. Bei gleichbleibender Entfernung von Fokus und Objekt nimmt die Vergrößerung des Schattenbildes mit dem Fokus-Film-Abstand (FFA) zu (links). Bei gleichbleibendem Objekt-Film-Abstand nimmt die Vergrößerung des Schattenbildes mit zunehmender Entfernung von Fokus und Objekt ab [126].....	14
Abb. 9: Objekt in verschiedenen Lagen mit jeweils unterschiedlichen resultierenden Projektionsbildern, Projektion senkrecht zur Bildebene. Veranschaulichung o. g. Projektionsregeln.....	15

Abb. 10: Auflösung. <i>Monochrome Darstellung der Silhouette eines Frosches mit zunehmender Pixelanzahl (v. l. n. r.: 8x8, 16x16, 32x32, 64x64, 128x128).</i>	16
Abb. 11: Farbtiefe. <i>Helligkeitsverläufe mit unterschiedlichen Speichertiefen, von oben: 1, 2, 4 und 8 bit, mit entsprechenden 2, 4, 16 und 256 Farbabstufungen.</i>	17
Abb. 12: Veranschaulichung einer Voxelmatrix. <i>Analog zu Pixeln besitzt jedes Voxel einen Farbwert, hier dargestellt durch unterschiedliche Graufärbung der Kugeln [125].</i>	17
Abb. 13: Schematische Darstellung einer CT. (1) Rotationsrichtung von 2 & 5, (2) Röntgenröhre, (3) Gantry, (4) Patiententisch, (5) Detektor [110].....	20
Abb. 14: Veranschaulichung von einschichtiger (links) und 16-schichtiger Spiralaufnahme (rechts) [110]	21
Abb. 15: Schematische Darstellung eines rotierenden Wasserstoffkerns. Rotation um die Spinachse (μ). In dem von außen angelegten Magnetfeld B_0 führt dieser eine Präzessionsbewegung mit der Frequenz ω_0 aus [142].	23
Abb. 16: Schematische Darstellung eines Kernspintomografen. Das zu untersuchende Objekt liegt im Zentrum des Magneten. Konzentrisch darum angeordnet finden sich Sende- und Empfangsantennen und noch weiter außen die Gradientenmagnete [142].	24
Abb. 17: Kipptisch zur Fixierung der Präparate und Platzierung im Strahlengang	27
Abb. 18: Schematische Darstellung verschiedener Referenzachsen in der seitlichen Ansicht von Tibia (links) und Fibula (rechts). Die Achsen wurden mit der Bezeichnung des sich darauf beziehenden Tibial Slope beschriftet.	29
Abb. 19: Objekt in verschiedenen Lagen mit jeweils unterschiedlichen resultierenden Projektionsbildern bei einer Parallelprojektion senkrecht zur Bildebene	31
Abb. 20: Projizierte Bilder in Abhängigkeit von der Rotation ω	32
Abb. 21: Veranschaulichung zur Formelherleitung. Wahrer Tibial Slope (α). Fehlprojizierter Tibial Slope (α').	33
Abb. 22: Einheitskreis [11].....	33
Abb. 23: Markerpunkte. Schematische Darstellung eines Objekts (5) ohne (a) und mit verschiedenen Beispielen (b–d) zur Anbringung von Markerpunkten (9) [44]	35

- Abb. 24: Erläuterungen zum Tracking-Verfahren. *Schematische Darstellung eines mit Markerpunkten versehenen Objekts (1. Bild) dessen, was man im IR-Spektrum sehen würde (2. Bild) und was drei unterschiedliche, orthogonal zueinander ausgerichtete IR-Kameras sehen würden (3. Bild).....36*
- Abb. 25: Komponenten des Verfahrens. *Schematische Darstellung des Verfahrens bestehend aus Projektionsverfahren (1), Tracking-System (3) und Computerauswertung (2). 1 bestehend aus Strahlungsquelle (4), untersuchtem Objekt (5) und Detektor (6). 3 bestehend aus Kameras (7, 8), Software (P2) und Computer (2). Computerauswertung mit Programmen zur Bildverarbeitung (P1), Berechnung der 3D-Daten (P2) und Korrekturrechnung von Fehlprojektionen (P3). A–E symbolisieren Daten bzw. deren Übertragung zwischen den einzelnen Komponenten [44].37*
- Abb. 26: Gruppiertes Streudiagramm, Gegenüberstellung des in der CT ermittelten TPAA (x-Achse) sowie ATC, MPA, PTC (y-Achse), TPAA (tibial proximal anatomical axis), ATC (anterior tibial cortex), MPA (median proximal axis) und PTC (posterior tibial cortex). Alle Werte in Bogengrad (°).45
- Abb. 27: Gruppiertes Streudiagramm, Gegenüberstellung aller mittels CT (x-Achse) sowie MRT, Röntgen und manueller Messung (y-Achse) ermittelter MPA-Werte. Alle Werte in Bogengrad (°).49
- Abb. 28: Abhängigkeit des gemessenen MPA von der Fehlrotation. *Die beiden Linien zeigen den Mittelwert des gemessenen MPA von medialem bzw. lateralem Tibiaplateau in Abhängigkeit von der Fehlrotation $-40^{\circ} \leq \omega \leq +40^{\circ}$51*
- Abb. 29: Gegenüberstellung der unter Fehlrotation gemessenen (x-Achse) und der laut Korrekturformel zu erwartenden (y-Achse) Werte. Alle Werte in Bogengrad (°).53
- Abb. 30 u. 31: Bildschirmfotos, Visualisierung der Markerpunkte aus Sicht der zwei IR-Kameras. Per Knopfdruck lassen sich die Ansichten der beiden IR-Kameras im Programm umschalten oder vergrößern.54
- Abb. 32: Bildschirmfoto, Standardansicht. Zentral eine Visualisierung des untersuchten Objekts mit seinen drei Raumachsen (rot, grün, blau). In der linken und rechten oberen Ecke finden sich Visualisierungen der Ansichten der zwei IR-Kameras55

7.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: <i>Ergebnisse der ermittelten Tibial-Slope-Werte des medialen Tibiaplateaus in Abhängigkeit von verwendeter Referenzachse: TPAA (tibial proximal anatomical axis), ATC (anterior tibial cortex), MPA (median proximal axis) und PTC (posterior tibial cortex). Arithmetischer Mittelwert (AM), Standardabweichung (SD), Standardfehler des Mittelwerts (SEM) sowie Minima und Maxima. Alle Werte in Bogengrad (°).</i>	42
Tab. 2: <i>Ergebnisse der ermittelten Tibial-Slope-Werte des lateralen Tibiaplateaus in Abhängigkeit von verwendeter Referenzachse: TPAA (tibial proximal anatomical axis), ATC (anterior tibial cortex), MPA (median proximal axis) und PTC (posterior tibial cortex). Arithmetischer Mittelwert (AM), Standardabweichung (SD), Standardfehler des Mittelwerts (SEM) sowie Minima und Maxima. Alle Werte in Bogengrad (°).</i>	43
Tab. 3: <i>Ergebnisse der ermittelten Tibial-Slope-Werte des medialen und lateralen Tibiaplateaus in Abhängigkeit von verwendeter Referenzachse: TPAA (tibial proximal anatomical axis), ATC (anterior tibial cortex), MPA (median proximal axis) und PTC (posterior tibial cortex). Arithmetischer Mittelwert (AM), Standardabweichung (SD), Standardfehler des Mittelwerts (SEM) sowie Minima und Maxima. Alle Werte in Bogengrad (°).</i>	44
Tab. 4: <i>Ergebnisse der ermittelten MPA-Werte von medialem Tibiaplateau in Abhängigkeit von verwendeter Methode. Arithmetischer Mittelwert (AM), Standardabweichung (SD), Standardfehler des Mittelwerts (SEM) sowie Minima und Maxima. Alle Werte in Bogengrad (°).</i>	46
Tab. 5: <i>Ergebnisse der ermittelten MPA-Werte von lateralem Tibiaplateau in Abhängigkeit von verwendeter Methode. Arithmetischer Mittelwert (AM), Standardabweichung (SD), Standardfehler des Mittelwerts (SEM) sowie Minima und Maxima. Alle Werte in Bogengrad (°).</i>	47
Tab. 6: <i>Ergebnisse der ermittelten MPA-Werte beider Tibiaplateaus in Abhängigkeit von verwendeter Methode. Angegeben sind AM (arithmetischer Mittelwert), SD (Standardabweichung), SEM (Standardfehler des Mittelwerts) sowie Minima und Maxima. Alle Werte in Bogengrad (°).</i>	48
Tab. 7: <i>Auswirkungen von Fehlrotation auf den gemessenen Tibial Slope. Minimum, Maximum, arithmetisches Mittel (Mittelwert), Standardfehler des Mittelwerts (SEM) und Standardabweichung (SD) der gemessenen MPA-Werte bei Fehlrotation ω. Alle Werte in Bogengrad (°).</i>	50

Tab. 8: Differenz zwischen berechnetem und wahrem MPA in Abhängigkeit von der Fehlrotation. *Arithmetisches Mittel (Mittelwert), Standardabweichung (SD) und Standardfehler des Mittelwerts (SEM). Alle Werte in Bogengrad (°).*52

Tab. 9: Differenz zwischen berechnetem und wahrem MPA in Abhängigkeit von der Fehlrotation. *Arithmetisches Mittel (Mittelwert), Standardabweichung (SD) und Standardfehler des Mittelwerts (SEM). Alle Werte in Bogengrad (°).*56

7.3 Abkürzungsverzeichnis

°	Bogengrad, Maßeinheit für Winkel, = 360. Teil des Vollwinkels
2D	zweidimensional, in einer Ebene
3D	dreidimensional, räumlich
ant.	anterior, vordere/r
AM	Arithmetisches Mittel
Art.	Articulatio, Gelenk
ATC	Tibial Slope unter Bezug auf <u>a</u> nterioren <u>t</u> ibialen <u>C</u> ortex
b	bit, „binary digit“
B	Byte, = 8 bit
BMI	Body-Mass-Index
CT	Computertomografie
dorsal	„rückenwärts“, der Hinterseite zugewandt
eV	Elektronenvolt, Maßeinheit für Energie
Femur	Oberschenkel
FFA	Fokus-Film-Abstand
Fibula	Wadenbein
Genus	Knie
HE	Hounsfield-Einheiten
HTO	<u>H</u> ohe <u>t</u> ibiale (Umstellungs-) <u>O</u> steotomie
IR	<u>I</u> nfrar <u>o</u> t, Licht im Spektralbereich zwischen 780 nm und 1 mm Wellenlänge
kB	Kilobyte, = 1024 B
keV	Kiloelektronenvolt, = 1000 eV
lat.	lateral, zur Körperseite hin

LED	light emitting diode, Leuchtdiode
Lig.	Ligamentum, Band
m	Meter, SI-Basiseinheit für Längen
M.	Musculus, Muskel
MA	Mechanische Achse
MB	Megabyte (=1024 kB)
med.	medial, zur Körpermitte hin
MeV	Megaelektronenvolt, = 1000000 eV
MPA	Arithmetisches <u>M</u> ittel von <u>P</u> TC und <u>A</u> TC
MRT	Magnetresonanztomografie
nm	Nanometer, 10^{-9} m
NMR	nuclear magnetic resonance, Kernspinresonanz
Os femoris	Oberschenkelknochen
PACS	Picture Archiving and Communication System
Patella	Kniescheibe
Pixel	<u>p</u> icture <u>m</u> atrix <u>e</u> lements
post.	posterior, hintere/r
PTC	Tibial Slope unter Bezug auf <u>p</u> osterioren <u>t</u> ibialen <u>C</u> ortex
R3	dreidimensionaler Raum
SD	standard deviation, Standardabweichung
SEM	standard error of mean, Standardfehler des Mittelwertes
T	Tesla, Maßeinheit für magnetische Feldstärke
Tibia	Schienbein
TKA	<u>T</u> otale <u>K</u> nie <u>a</u> rthroplastik

TPAA	Tibial Slope unter Bezug auf <u>t</u> ibiale <u>p</u> roximale <u>a</u> natomische <u>A</u> chse
TS	Tibial Slope
ventral	„bauchwärts“, der Vorderseite zugewandt
Voxel	<u>V</u> olumen <u>p</u> ixel

7.4 Quelltext der entwickelten Software

```
MaximizePie // maximiert das Programmfenster

/*
=====
Wiimote Identifikation (LED)
=====
*/

var.count = Wiimote.Count
if var.count = 1
    Wiimote1.Led1 = True
endif

if var.count = 2
    Wiimote1.Led1 = True
    Wiimote2.Led2 = True
endif

/*
=====
TS.m (Tibial Slope, gemessen) eingeben
=====
*/

if var.TS.m = 0 then
    var.TS.m = 90 degrees
    wait 100ms
end

if key.UP then
    var.TS.m = var.TS.m+1
    wait 100ms
end

if key.DOWN then
    var.TS.m = var.TS.m-1
    wait 100ms
end

if key.RIGHT then
    var.TS.m = var.TS.m+0.1
    wait 100ms
end
```

```
if key.LEFT then
    var.TS.m = var.TS.m-0.1
    wait 100ms
end

/*
=====
Kalibrierung
=====
*/

if Space = true then    // Kalibrierung mit Leertaste starten

// Kalibrierung Horizontal (Wiimote #1)

// Punkt A
var.K1.Ax = Wiimote1.dot1x
var.K1.Ay = Wiimote1.dot1y
var.K1.Az = 0

//Punkt B
var.K1.Bx = Wiimote1.dot2x
var.K1.By = Wiimote1.dot2y
var.K1.Az = 0

//Vektor X-Achse
var.VX.x = 1
var.VX.y = 0
var.VX.z = 0

//Vektor ^AB
var.K1.V.AB.x = var.K1.Bx - var.K1.Ax
var.K1.V.AB.y = var.K1.By - var.K1.Ay
var.K1.V.AB.z = var.K1.Bz - var.K1.Az

if var.K1.By<var.K1.Ay then var.K1.vorzeichen=1 else
var.K1.vorzeichen=-1
var.calil.alpha =
var.K1.vorzeichen*arccos(|(var.K1.V.AB.x*var.VX.x+var.K1.V.AB.y*var.
VX.y+var.K1.V.AB.z*var.VX.z)|/(sqrt(sqr(var.K1.V.AB.x)+sqr(var.K1.V.
AB.y)+sqr(var.K1.V.AB.z))*sqrt(sqr(var.VX.x)+sqr(var.VX.y)+sqr(var.V
X.z))))

// Kalibrierung Vertikal (Wiimote #2)

// Punkt A
var.K2.Ax = Wiimote2.dot1x
```

```
var.K2.Ay = 0
var.K2.Az = Wiimote2.dot1y

//Punkt B
var.K2.Bx = Wiimote2.dot2x
var.K2.By = 0
var.K2.Bz = Wiimote2.dot2y

//Vektor X-Achse
var.VX.x = 1
var.VX.y = 0
var.VX.z = 0

//Vektor ^AB
var.K2.V.AB.x = var.K2.Bx - var.K2.Ax
var.K2.V.AB.y = var.K2.By - var.K2.Ay
var.K2.V.AB.z = var.K2.Bz - var.K2.Az

if var.K2.Bz < var.K2.Az then var.K2.vorzeichen=1 else
var.K2.vorzeichen=-1
var.cali2.alpha =
var.K2.vorzeichen*arccos(|(var.K2.V.AB.x*var.VX.x+var.K2.V.AB.y*var.
VX.y+var.K2.V.AB.z*var.VX.z)|/(sqrt(sqr(var.K2.V.AB.x)+sqr(var.K2.V.
AB.y)+sqr(var.K2.V.AB.z))*sqrt(sqr(var.VX.x)+sqr(var.VX.y)+sqr(var.V
X.z))))

// Neuer Nullpunkt (aus Punkt A) für Wiimote #1

var.1.0.x =
sqrt(sqr(Wiimote1.dot1x)+sqr(Wiimote1.dot1y))*cos((arctan(Wiimote1.d
ot1y/Wiimote1.dot1x))+var.cali1.alpha)
var.1.0.y =
sqrt(sqr(Wiimote1.dot1x)+sqr(Wiimote1.dot1y))*sin((arctan(Wiimote1.d
ot1y/Wiimote1.dot1x))+var.cali1.alpha)

// Neuer Nullpunkt (aus Punkt A) für Wiimote #2

var.2.0.x =
sqrt(sqr(Wiimote2.dot1x)+sqr(Wiimote2.dot1y))*cos((arctan(Wiimote2.d
ot1y/Wiimote2.dot1x))+var.cali2.alpha)
var.2.0.z =
sqrt(sqr(Wiimote2.dot1x)+sqr(Wiimote2.dot1y))*sin((arctan(Wiimote2.d
ot1y/Wiimote2.dot1x))+var.cali2.alpha)

wait 1000 ms
endif // Ende der Kalibrierungsroutine

if var.freeze = 0 then
```

```
/*
=====
Daten aus Horizontaler Projektion (Wiimote #1) (2D)
=====
*/

// Punkt A
var.1.A.x =
sqrt(sqr(Wiimote1.dot1x)+sqr(Wiimote1.dot1y))*cos((arctan(Wiimote1.d
ot1y/Wiimote1.dot1x))+var.cali1.alpha)-var.1.0.x
var.1.A.y =
sqrt(sqr(Wiimote1.dot1x)+sqr(Wiimote1.dot1y))*sin((arctan(Wiimote1.d
ot1y/Wiimote1.dot1x))+var.cali1.alpha)-var.1.0.y
var.1.A.z = 0

//Punkt B
var.1.B.x =
sqrt(sqr(Wiimote1.dot2x)+sqr(Wiimote1.dot2y))*cos((arctan(Wiimote1.d
ot2y/Wiimote1.dot2x))+var.cali1.alpha)-var.1.0.x
var.1.B.y =
sqrt(sqr(Wiimote1.dot2x)+sqr(Wiimote1.dot2y))*sin((arctan(Wiimote1.d
ot2y/Wiimote1.dot2x))+var.cali1.alpha)-var.1.0.y
var.1.B.z = 0

// Punkt C
var.1.C.x =
sqrt(sqr(Wiimote1.dot3x)+sqr(Wiimote1.dot3y))*cos((arctan(Wiimote1.d
ot3y/Wiimote1.dot3x))+var.cali1.alpha)-var.1.0.x
var.1.C.y =
sqrt(sqr(Wiimote1.dot3x)+sqr(Wiimote1.dot3y))*sin((arctan(Wiimote1.d
ot3y/Wiimote1.dot3x))+var.cali1.alpha)-var.1.0.y
var.1.C.z = 0

//Punkt D
var.1.D.x =
sqrt(sqr(Wiimote1.dot4x)+sqr(Wiimote1.dot4y))*cos((arctan(Wiimote1.d
ot4y/Wiimote1.dot4x))+var.cali1.alpha)-var.1.0.x
var.1.D.y =
sqrt(sqr(Wiimote1.dot4x)+sqr(Wiimote1.dot4y))*sin((arctan(Wiimote1.d
ot4y/Wiimote1.dot4x))+var.cali1.alpha)-var.1.0.y
var.1.D.z = 0

//Vektor X-Achse
var.VX.x = 1
var.VX.y = 0
var.VX.z = 0
```

```
//Vektor ^AB
var.1.VAB.x = var.1.B.x - var.1.A.x
var.1.VAB.y = var.1.B.y - var.1.A.y
var.1.VAB.z = var.1.B.z - var.1.A.z

if var.1.B.y<var.1.A.y then var.1.vorzeichen.VAB=-1 else
var.1.vorzeichen.VAB=1
var.1.alpha.VAB =
var.1.vorzeichen.VAB*arccos(|(var.1.VAB.x*var.VX.x+var.1.VAB.y*var.V
X.y+var.1.VAB.z*var.VX.z)|/(sqrt(sqr(var.1.VAB.x)+sqr(var.1.VAB.y)+s
qr(var.1.VAB.z))*sqrt(sqr(var.VX.x)+sqr(var.VX.y)+sqr(var.VX.z))))

//Vektor ^AC
var.1.VAC.x = var.1.C.x - var.1.A.x
var.1.VAC.y = var.1.C.y - var.1.A.y
var.1.VAC.z = var.1.C.z - var.1.A.z

if var.1.C.y<var.1.A.y then var.1.vorzeichen.VAC=-1 else
var.1.vorzeichen.VAC=1
var.1.alpha.VAC =
var.1.vorzeichen.VAC*arccos(|(var.1.VAC.x*var.VX.x+var.1.VAC.y*var.V
X.y+var.1.VAC.z*var.VX.z)|/(sqrt(sqr(var.1.VAC.x)+sqr(var.1.VAC.y)+s
qr(var.1.VAC.z))*sqrt(sqr(var.VX.x)+sqr(var.VX.y)+sqr(var.VX.z))))

/*
=====
Daten aus Vertikaler Projektion (Wiimote #2) (2D)
=====
*/

// Punkt A
var.2.A.x =
sqrt(sqr(Wiimote2.dot1x)+sqr(Wiimote2.dot1y))*cos((arctan(Wiimote2.d
ot1y/Wiimote2.dot1x))+var.cali2.alpha)-var.2.0.x
var.2.A.y = 0
var.2.A.z =
sqrt(sqr(Wiimote2.dot1x)+sqr(Wiimote2.dot1y))*sin((arctan(Wiimote2.d
ot1y/Wiimote2.dot1x))+var.cali2.alpha)-var.2.0.z

//Punkt B
var.2.B.x =
sqrt(sqr(Wiimote2.dot2x)+sqr(Wiimote2.dot2y))*cos((arctan(Wiimote2.d
ot2y/Wiimote2.dot2x))+var.cali2.alpha)-var.2.0.x
var.2.B.y = 0
var.2.B.z =
sqrt(sqr(Wiimote2.dot2x)+sqr(Wiimote2.dot2y))*sin((arctan(Wiimote2.d
ot2y/Wiimote2.dot2x))+var.cali2.alpha)-var.2.0.z
```

```
// Punkt C
var.2.C.x =
sqrt(sqr(Wiimote2.dot3x)+sqr(Wiimote2.dot3y))*cos((arctan(Wiimote2.d
ot3y/Wiimote2.dot3x))+var.cali2.alpha)-var.2.0.x
var.2.C.y = 0
var.2.C.z =
sqrt(sqr(Wiimote2.dot3x)+sqr(Wiimote2.dot3y))*sin((arctan(Wiimote2.d
ot3y/Wiimote2.dot3x))+var.cali2.alpha)-var.2.0.z

//Punkt D
var.2.D.x =
sqrt(sqr(Wiimote2.dot4x)+sqr(Wiimote2.dot4y))*cos((arctan(Wiimote2.d
ot4y/Wiimote2.dot4x))+var.cali2.alpha)-var.2.0.x
var.2.D.y = 0
var.2.D.z =
sqrt(sqr(Wiimote2.dot4x)+sqr(Wiimote2.dot4y))*sin((arctan(Wiimote2.d
ot4y/Wiimote2.dot4x))+var.cali2.alpha)-var.2.0.z

//Vektor X-Achse

var.VX.x = 1
var.VX.y = 0
var.VX.z = 0

//Vektor ^AB

var.2.VAB.x = var.2.B.x - var.2.A.x
var.2.VAB.y = var.2.B.y - var.2.A.y
var.2.VAB.z = var.2.B.z - var.2.A.z

if var.2.B.z<var.2.A.z then var.2.vorzeichen.VAB=1 else
var.2.vorzeichen.VAB=-1
var.2.alpha.VAB =
var.2.vorzeichen.VAB*arccos(|(var.2.VAB.x*var.VX.x+var.2.VAB.y*var.V
X.y+var.2.VAB.z*var.VX.z)|/(sqrt(sqr(var.2.VAB.x)+sqr(var.2.VAB.y)+s
qr(var.2.VAB.z))*sqrt(sqr(var.VX.x)+sqr(var.VX.y)+sqr(var.VX.z))))

//Vektor ^AC

var.2.VAC.x = var.2.C.x - var.2.A.x
var.2.VAC.y = var.2.C.y - var.2.A.y
var.2.VAC.z = var.2.C.z - var.2.A.z

if var.2.C.z<var.2.A.z then var.2.vorzeichen.VAC=1 else
var.2.vorzeichen.VAC=-1
var.2.alpha.VAC =
var.2.vorzeichen.VAC*arccos(|(var.2.VAC.x*var.VX.x+var.2.VAC.y*var.V
```

```
X.y+var.2.VAC.z*var.VX.z) | / (sqrt (sqr (var.2.VAC.x)+sqr (var.2.VAC.y)+sqr (var.2.VAC.z)) *sqrt (sqr (var.VX.x)+sqr (var.VX.y)+sqr (var.VX.z)))

endif

/*
=====
Ab hier R3 (3D)
=====
*/

// VAB - Vektor Tibia (AB)
var.VAB.x = 1
var.VAB.y = tan(var.1.alpha.VAB)
var.VAB.z = tan(var.2.alpha.VAB)
var.VAB.L = sqrt (sqr (var.VAB.x)+sqr (var.VAB.y)+sqr (var.VAB.z))

// VACr - Richtungs(!)vektor AC

var.VACr.x = 1
var.VACr.y = tan(var.1.alpha.VAC)
var.VACr.z = tan(var.2.alpha.VAC)
var.VACr.L = sqrt (sqr (var.VACr.x)+sqr (var.VACr.y)+sqr (var.VACr.z))

// VAC - Vektor AC
// da aus Modell Verhältnis  $|AB|^2 = |AC|^2 + |BC|^2$  bekannt sind gilt:

var.VAC.L = var.VAB.L/sqrt(2)
var.VAC.x = 1*(var.VAC.L/var.VACr.L)
var.VAC.y = tan(var.1.alpha.VAC) * (var.VAC.L/var.VACr.L)
var.VAC.z = tan(var.2.alpha.VAC) * (var.VAC.L/var.VACr.L)

// Definiere VTC - Vektor durch C, senkrecht auf VAB

var.VTC.x = var.VAC.x - (var.VAB.x/2)
var.VTC.y = var.VAC.y - (var.VAB.y/2)
var.VTC.z = var.VAC.z - (var.VAB.z/2)
var.VTC.L = sqrt (sqr (var.VTC.x)+sqr (var.VTC.y)+sqr (var.VTC.z))

// VS - Richtungsvektor der Gerade S, in XZ Ebene orthogonal zu VAC

if var.1.A.x<var.1.B.x
    var.VS.y = 0
    var.VS.z = 1
    if var.1.VAB.z=0 then
        var.VS.x=0
    else
        var.VS.x = -(var.1.VAB.x/var.1.VAB.z)
```

```
endif
endif

if var.1.A.x>var.1.B.x
    var.VS.y = 0
    var.VS.z = -1
    if var.1.VAB.z=0 then
        var.VS.x=0
    else
        var.VS.x = -(var.1.VAB.x/var.1.VAB.z)
    endif
endif
endif

if var.1.A.x=var.1.B.x
    if var.1.A.x<var.1.B.x
        var.VS.x = -1
        var.VS.y = 0
        var.VS.z = 0
    endif
    if var.1.A.x>var.1.B.x
        var.VS.x = 1
        var.VS.y = 0
        var.VS.z = 0
    endif
endif
endif

var.VS.L = sqrt(sqr(var.VS.x)+sqr(var.VS.y)+sqr(var.VS.z))

// Nullvektor VnA der Ebene A durch VAB und VS
// somit VnA senkrecht VAB senkrecht VS

var.VnA.x = var.VAB.y * var.VS.z - var.VAB.z * var.VS.y
var.VnA.y = var.VAB.z * var.VS.x - var.VAB.x * var.VS.z
var.VnA.z = var.VAB.x * var.VS.y - var.VAB.y * var.VS.x
var.VnA.L = sqrt(sqr(var.VnA.x)+sqr(var.VnA.y)+sqr(var.VnA.z))

// Winkel zwischen VAB (Tibia) und XZ-Ebene

var.alphaTxz =
var.1.vorzeichen.VAB*arcsin((|var.VAB.y|)/(sqrt(sqr(var.VAB.x)+sqr(v
ar.VAB.y)+sqr(var.VAB.z))))

// Winkel zwischen VAB (Tibia) und XY-Ebene

var.alphaTxy =
var.2.vorzeichen.VAB*arcsin((|var.VAB.z|)/(sqrt(sqr(var.VAB.x)+sqr(v
ar.VAB.y)+sqr(var.VAB.z))))
```



```
/* Winkel zwischen VTC und VnB (Rotation um VAB) (inkl (-
var.alpha.nrot)) */

var.alpha.rot =
(arcsin((var.VTC.x*var.VS.x+var.VTC.y*var.VS.y+var.VTC.z*var.VS.z)/(
sqrt(sqr(var.VTC.x)+sqr(var.VTC.y)+sqr(var.VTC.z))*sqrt(sqr(var.VS.x
)+sqr(var.VS.y)+sqr(var.VS.z))))) - var.alpha.nrot

/*
gH wird nun definiert als Verschiebung von VAB um VV:  $\hat{gH} = \hat{VV} + n$ 
*  $\hat{VAB}$ 
gH und VAB sind parallel und haben so den gleichen Richtungsvektor.
VAB geht durch (0/0/0), gH durch (0/0/0)+VV
der Abstand von VAB und gH im R3 ist 1, da  $|VV|=1$ 
*/

// VV = Verschiebungsvektor von VAB auf Hilfsgerade Gh
// für weitere Zwecke soll  $|VV|=1$  sein, daher "/var.VnA.L"
// Festlegung VV0 bei  $\alpha.rot=0^\circ$   $VV=-VnA$ 
var.VV0.x = var.VnA.x/var.VnA.L
var.VV0.y = var.VnA.y/var.VnA.L
var.VV0.z = var.VnA.z/var.VnA.L

// VV jedoch abhängig von alpha.rot um VAB
/*
zur rotationabhängigen Berechnung von VV wird der Vektor mit
derselben Länge wie VV, jedoch senkrecht zu VV und VAB benötigt.
VS erfüllt letztere Voraussetzung. Da  $|VV|=1$  benötigt man den
Einheitsvektor von VS mit Betrag =1
*/

var.VS1.x = var.VS.x/var.VS.L
var.VS1.y = var.VS.y/var.VS.L
var.VS1.z = var.VS.z/var.VS.L

// VV in Abhängigkeit von alpha.rot um VAB:

var.VV.x = cos(var.alpha.rot)*var.VV0.x +
sin(var.alpha.rot)*var.VS1.x
var.VV.y = cos(var.alpha.rot)*var.VV0.y +
sin(var.alpha.rot)*var.VS1.y
var.VV.z = cos(var.alpha.rot)*var.VV0.z +
sin(var.alpha.rot)*var.VS1.z
```

```

/*
=====
Korrektur von TS.m -> TS.t (wahrer Tibial Slope)
=====
In der R2 Projektion auf die XZ-Ebene (Blick des Röntgen) ist der Y
aller Vektoren nichtig. Somit sind die Antragspunkte (VAB:x=0,z=0 u
gH:x=VV.x, z=VV.z). Dreht man die R2 von VAB um den Winkel TS.m, so
erhält man VAB-Bild. VAB_.
*/

if var.alpha.rot>=0 then
    var.VAB_.x = var.VAB.x * cos(var.TS.m) - var.VAB.z * sin(var.TS.m)
    var.VAB_.z = var.VAB.x * sin(var.TS.m) + var.VAB.z * cos(var.TS.m)
else
    var.VAB_.x = var.VAB.x * cos(-var.TS.m) - var.VAB.z * sin(-
var.TS.m)
    var.VAB_.z = var.VAB.x * sin(-var.TS.m) + var.VAB.z * cos(-
var.TS.m)
endif

// der Z-Achsenabschnitt von VAB_ = 0, da VAB_ (0/0/0) schneidet
// um von einem X-Wert auf der Geraden auf einen Z Wert zu kommen,
// muss noch die Steigung der Geraden ermittelt werden:

var.VAB_.m = var.VAB_.z / var.VAB_.x

// selbes gilt für gH in XZ (Steigung von gH = Steigung von VAB)

var.gH.mxz = var.VAB.z / var.VAB.x

// der Z-Achsenabschnitt von gH in XZ: (( b = z1 - m * x1 ))

var.gH.bxz = var.VV.z - var.gH.mxz * var.VV.x

// Der Schnittpunkt von gH und VAB_ ergibt nun den Punkt P.

var.P.x = var.gH.bxz / (var.VAB_.m - var.gH.mxz)
var.P.z = var.P.x * var.VAB_.m

/* analog zu oben: Steigung von gH gH in XY (Steigung von gH =
Steigung von VAB) */

var.gH.mxy = var.VAB.y / var.VAB.x

// der Y-Achsenabschnitt von gH in XY: (( b = y1 - m * x1 ))

var.gH.bxy = var.VV.y - var.gH.mxy * var.VV.x
var.P.y = var.gH.mxy * var.P.x + var.gH.bxy

```

```
/* als letzten Schritt gilt es den Winkel zwischen VAB und VAP zu
ermitteln da in unserem R3 A=(0/0/0), sind die Koordinaten von P die
des Vektoren */
```

```
if var.alpha.rot>-45degrees and var.alpha.rot<45degrees then
    var.TS.t = 'nicht sicher bestimmbar!'
else
    var.TS.t =
    (arccos((var.VAB.x*var.P.x+var.VAB.y*var.P.y+var.VAB.z*var.P.z)/(sqrt
    (sqr(var.VAB.x)+sqr(var.VAB.y)+sqr(var.VAB.z))*sqrt(sqr(var.P.x)+sq
    r(var.P.y)+sqr(var.P.z))))))
endif
```

```
/*
=====
AUSGABE
=====
*/
```

```
Var.Time.H = (Floor(Now In Hours) % 24) // Ermittelt die Stunden der
aktuellen Uhrzeit
```

```
Var.Time.M = (Floor(Now In Minutes) % 60) // Ermittelt die Minuten
der aktuellen Uhrzeit
```

```
if key.ENTER=true
    var.freeze=1 //beendet den Input durch die Wiimote -> "Freeze!"

var.SaveData=RemoveUnits(var.Time.H)+":"+RemoveUnits(Var.Time.M)+", "
+RemoveUnits(var.1.alpha.VAB)+", "+RemoveUnits(var.2.alpha.VAB)+", "+R
emoveUnits(var.alphaTxz)+", "+RemoveUnits(var.alphaTxy)+", "+RemoveUni
ts(var.alpha.rot)+", "+var.TS.m+", "+var.TS.t
```

```
OutputToFile(RemoveUnits(var.Time.H)+":"+RemoveUnits(Var.Time.M)+", "
+RemoveUnits(var.1.alpha.VAB)+", "+RemoveUnits(var.2.alpha.VAB)+", "+R
emoveUnits(var.alphaTxz)+", "+RemoveUnits(var.alphaTxy)+", "+RemoveUni
ts(var.alpha.rot)+", "+var.TS.m+", "+var.TS.m)
```

```
    wait 1000ms
endif
```

```
if key.LeftShift=true and key.LeftControl=true and key.Home=true
    var.freeze=0 // hebt "Freeze!" wieder auf -> Wiimote Input wieder
an.
    wait 1000ms
endif
```

```
Debug =
["+RemoveUnits(var.Time.H)+": "+RemoveUnits(Var.Time.M)+"] "+" -
Tibia/XZ: "+var.alphaTxz+" - Tibia/XY: "+var.alphaTxy+" - Pitch:
"+var.alpha.rot+" - TS.m: "+var.TS.m+" - TS.w: "+var.TS.t

/*
=====
Visualisierung
=====
*/

// Tibia
Obj0.x = 0
Obj0.y = 0
Obj0.z = 0
Obj0.roll = var.alphaTxz
Obj0.yaw = var.alphaTxy
Obj0.pitch = var.alpha.rot
Obj0.Size = [0.6, 0.6, 0.6]
Obj0.model = "3D Models\tibia.02.x"

// Raumachse #1 (Tibia)
Obj1.x = 0
Obj1.y = 0
Obj1.z = 0
Obj1.roll = var.alphaTxz
Obj1.yaw = var.alphaTxy
Obj1.pitch = var.alpha.rot
Obj1.Size = [0.8, 0.01, 0.01]
Obj1.colour = [0%, 100%, 0%]

// Raumachse #2 (Tibia)
Obj2.x = 0
Obj2.y = 0
Obj2.z = 0
Obj2.Size = [0.01, 0.8, 0.01]
Obj2.roll = var.alphaTxz
Obj2.yaw = var.alphaTxy
Obj2.pitch = var.alpha.rot
Obj2.colour = [100%, 0%, 0%]

// Raumachse #3 (Tibia)
Obj3.x = 0
Obj3.y = 0
Obj3.z = 0
Obj3.Size = [0.01, 0.01, 0.8]
Obj3.roll = var.alphaTxz
```

```
Obj3.yaw = var.alphaTxy
Obj3.pitch = var.alpha.rot
Obj3.colour = [0%, 0%, 100%]

// Punkt P
Obj5.x = var.P.x
Obj5.y = var.P.y
Obj5.z = var.P.z
Obj5.Size = [0.02, 0.02, 0.02]
Obj5.model = "3D Models\sphere.01.x"

/*
=====
Wiimote #1 Input anzeigen
=====
*/
var.Obj100.z = 20
var.1.repos.x = -16.2
var.1.repos.y = 8
var.Obj101.x = (Wiimote1.dot1x-1024/2)/200
var.Obj101.y = (Wiimote1.dot1y- 756/2)/200
var.Obj102.x = (Wiimote1.dot2x-1024/2)/200
var.Obj102.y = (Wiimote1.dot2y- 756/2)/200
var.Obj103.x = (Wiimote1.dot3x-1024/2)/200
var.Obj103.y = (Wiimote1.dot3y- 756/2)/200
var.Obj104.x = (Wiimote1.dot4x-1024/2)/200
var.Obj104.y = (Wiimote1.dot4y- 756/2)/200

// Fläche
Obj100.x = 0+var.1.repos.x
Obj100.y = 0+var.1.repos.y
Obj100.z = var.Obj100.z
Obj100.Size = [5.2, 4, 0.001]
Obj100.colour = [100%, 100%, 100%]

// Punkt 1
Obj101.x = var.Obj101.x+var.1.repos.x
Obj101.y = var.Obj101.y+var.1.repos.y
Obj101.z = var.Obj100.z
Obj101.Size = [0.05, 0.05, 0.05]
Obj101.model = "3D Models\sphere.01.x"

// Punkt 2
Obj102.x = var.Obj102.x+var.1.repos.x
Obj102.y = var.Obj102.y+var.1.repos.y
Obj102.z = var.Obj100.z
Obj102.Size = [0.05, 0.05, 0.05]
Obj102.model = "3D Models\sphere.01.x"
```

```
// Punkt 3
Obj103.x = var.Obj103.x+var.1.repos.x
Obj103.y = var.Obj103.y+var.1.repos.y
Obj103.z = var.Obj100.z
Obj103.Size = [0.05, 0.05, 0.05]
Obj103.model = "3D Models\sphere.01.x"

// Punkt 4
Obj104.x = var.Obj104.x+var.1.repos.x
Obj104.y = var.Obj104.y+var.1.repos.y
Obj104.z = var.Obj100.z
Obj104.Size = [0.05, 0.05, 0.05]
Obj104.model = "3D Models\sphere.01.x"

/*
=====
Wiimote #2 Input anzeigen
=====
*/
var.Obj200.z = 20
var.2.repos.x = 16.2
var.2.repos.y = 8
var.Obj201.x = (Wiimote2.dot1x-1024/2)/200
var.Obj201.y = (Wiimote2.dot1y- 756/2)/200
var.Obj202.x = (Wiimote2.dot2x-1024/2)/200
var.Obj202.y = (Wiimote2.dot2y- 756/2)/200
var.Obj203.x = (Wiimote2.dot3x-1024/2)/200
var.Obj203.y = (Wiimote2.dot3y- 756/2)/200
var.Obj204.x = (Wiimote2.dot4x-1024/2)/200
var.Obj204.y = (Wiimote2.dot4y- 756/2)/200

// Fläche
Obj200.x = 0+var.2.repos.x
Obj200.y = 0+var.2.repos.y
Obj200.z = var.Obj200.z
Obj200.Size = [5.2, 4, 0.001]
Obj200.colour = [100%, 100%, 100%]

// Punkt 1
Obj201.x = var.Obj201.x+var.2.repos.x
Obj201.y = var.Obj201.y+var.2.repos.y
Obj201.z = var.Obj200.z
Obj201.Size = [0.05, 0.05, 0.05]
Obj201.model = "3D Models\sphere.01.x"

// Punkt 2
Obj202.x = var.Obj202.x+var.2.repos.x
```

```
Obj202.y = var.Obj202.y+var.2.repos.y
Obj202.z = var.Obj200.z
Obj202.Size = [0.05, 0.05, 0.05]
Obj202.model = "3D Models\sphere.01.x"

// Punkt 3
Obj203.x = var.Obj203.x+var.2.repos.x
Obj203.y = var.Obj203.y+var.2.repos.y
Obj203.z = var.Obj200.z
Obj203.Size = [0.05, 0.05, 0.05]
Obj203.model = "3D Models\sphere.01.x"

// Punkt 4
Obj204.x = var.Obj204.x+var.2.repos.x
Obj204.y = var.Obj204.y+var.2.repos.y
Obj204.z = var.Obj200.z
Obj204.Size = [0.05, 0.05, 0.05]
Obj204.model = "3D Models\sphere.01.x"

/*
=====
Verschiedene Ansichten
=====
*/

// Standard (Seitenansicht)
if key.F1 = true then
    cam.x = 0
    cam.y = 0
    cam.z = -5
    cam.yaw=0
    cam.pitch=0
endif

// Top-Down (Blickwinkel der Röntgenröhre, simuliert)
if key.F2 = true then
    cam.x = 0
    cam.y = 5
    cam.z = 0
    cam.yaw=0
    cam.pitch=-90
endif

// Tibia Plateau
if key.F3 = true then
    cam.x = -3
    cam.y = 0
```

```
    cam.z = 0
    cam.yaw=90
    cam.pitch=0
endif

// Wiimote #1 Input
if key.F4 = true then
    cam.x = -16.2
    cam.y = 8
    cam.z = 12
    cam.yaw=0
    cam.pitch=0
endif

//Wiimote #2 Input
if key.F5 = true then
    cam.x = 16.2
    cam.y = 8
    cam.z = 12
    cam.yaw=0
    cam.pitch=0
endif
```


7.5 Bereits veröffentlichte Ergebnisse der Arbeit

Vortrag (2008)

„*Neue Methode zur Bestimmung des Tibial Slope am Röntgenbild*“, Göttinger M.
Erstmals vorgestellt am 24.10.2008 auf „Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie“ (DGOOC), Berlin, Deutschland

Erfindungsmeldung (2008)

„*Verfahren und System zur Gewinnung dreidimensionaler Daten aus Projektionsverfahren*“
Eingereicht im März 2008 von Göttinger M., Müller P.E., Utzschneider S. bei der Ludwig-Maximilians-Universität München, Deutschland

Wissenschaftliche Publikation (2011)

„*Development and validation of a new method for the radiologic measurement of the tibial slope*“

Utzschneider S., Göttinger M, Weber P, Horng A., Glaser C, Jansson V., Müller P.E.

Eingereicht: 15. Mai 2010. Elektronische Veröffentlichung: 5. Februar 2011

Gedruckte Veröffentlichung: Oktober 2011 in „Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy“, Ausgabe 19(10), Seiten 1643–1648. Springer Verlag, Heidelberg, Deutschland

8 Danksagung

Für den erfolgreichen Abschluss der vorliegenden Arbeit möchte ich den folgenden Menschen herzlichst danken.

An erster Stelle danke ich meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Peter Müller, für die Überlassung des Dissertationsthemas und vielfältige Unterstützung bei diesem Projekt.

Ein besonderer Dank gilt Frau PD Dr. med. Sandra Utzschneider. Die Zusammenarbeit mit ihr war eine wichtige Voraussetzung für das Entstehen und Gelingen der Arbeit. Sie hat mir zahlreiche wertvolle Anregungen und fundierte Empfehlungen für meine wissenschaftliche Arbeit gegeben.

Für die praktische Tipps, die Bereitstellung des Arbeitsplatzes sowie für die Bereitstellung der Präparate möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. habil. Dr.-Ing. Wolfgang Plitz aus dem Labor für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie des Klinikums bedanken.

Ein besonderes Dankeswort ist an die Zusammenarbeit dem Institut für Klinische Radiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München gerichtet, insbesondere Herrn PD Dr. med. C. Glaser gerichtet, der mir Einweisung und Zugang zu allen notwendigen Geräten sowie fachkundige radiologische Betreuung ermöglicht hat.

Mein persönlicher Dank für die immerwährende großartige Unterstützung gilt meiner Familie, denen ich diese Arbeit widme.

9 Selbständigkeitserklärung

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den

Michael Andre Göttinger